

**PRINCIPIOS FÍSICOS Y TÉCNICOS DEL
ECO DOPPLER**

Dr. EUGENIO CEREZO LÓPEZ

MADRID

MARZO, 2014

INTRODUCCIÓN

HACE 30 AÑOS, EL USO DEL DOPPLER ESTABA LIMITADO AL LABORATORIO DE EXPLORACIÓN VASCULAR Y SE USABA SOBRE TODO PARA VALORAR LAS ARTERIAS CARÓTIDAS Y DE LOS MIEMBROS INFERIORES.

HOY, EL DOPPLER HA INVADIDO-IMPREGNADO TODO EL DIAGNÓSTICO POR ULTRASONIDOS Y SE USA, ADEMÁS DE EN ESTUDIOS ESPECÍFICAMENTE VASCULARES, EN ECOGRAFÍA DE ABDOMEN, PELVIS, OBSTETRICIA, MUSCULOESQUELÉTICA, ETC.

¿QUÉ ES EL DOPPLER?

EL DOPPLER ES UNA TÉCNICA QUE NOS PERMITE LA VALORACIÓN DEL FLUJO DE LOS VASOS SANGUÍNEOS Y LA VASCULARIZACIÓN TISULAR EN SITUACIONES NORMALES Y PATOLÓGICAS.

¿QUÉ ES LA FRECUENCIA DOPPLER?

ES LA BASE DE LA TÉCNICA CONOCIDA COMO ECO DOPPLER QUE TIENE SU FUNDAMENTO EN EL EFECTO DOPPLER.

¿QUÉ ES EL EFECTO DOPPLER?

ES UN FENÓMENO FÍSICO DESCUBIERTO POR EL FÍSICO AUSTRIACO CHRISTIAN DOPPLER EN 1842.

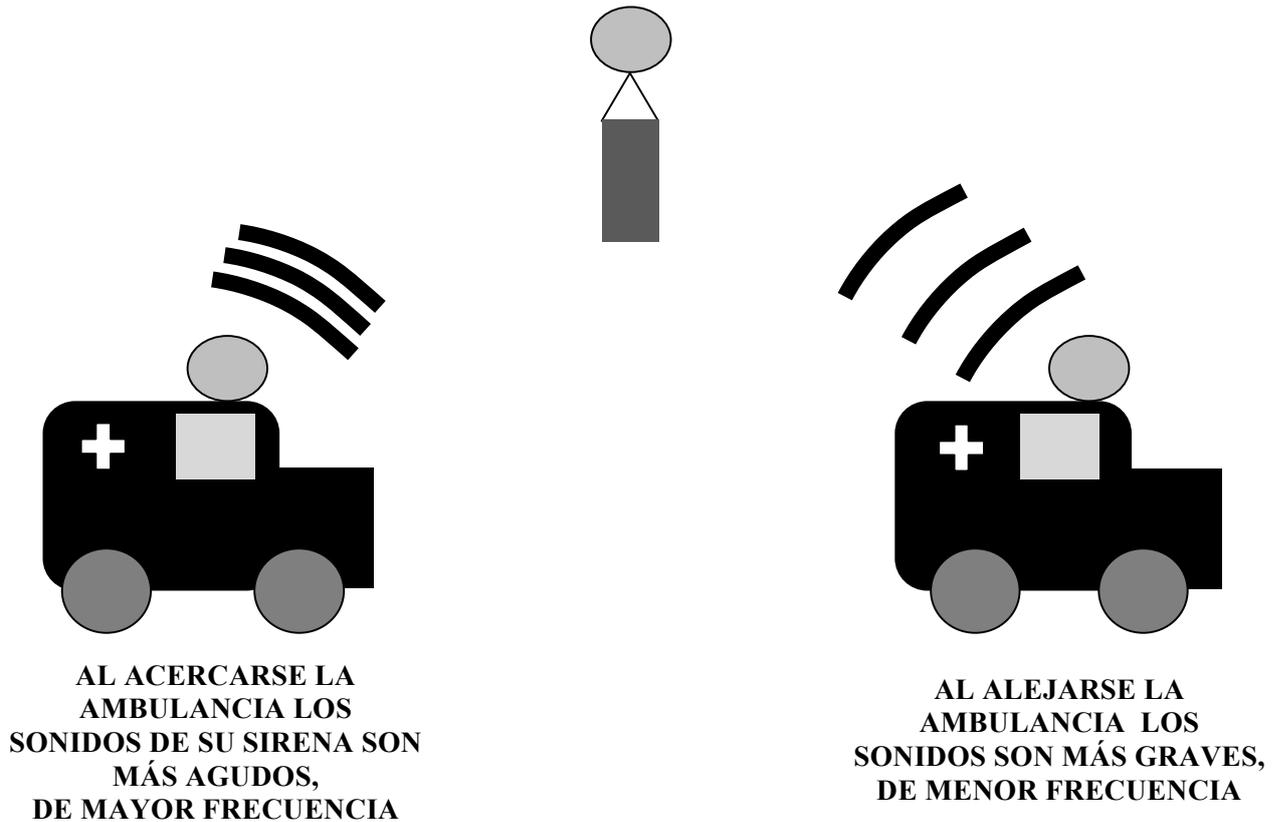
EL EFECTO DOPPLER

CONSISTE EN EL CAMBIO DEL COLOR DE LA LUZ DE LAS ESTRELLAS HACIA EL ROJO, DISMINUYENDO SU FRECUENCIA COMO ONDA ELECTROMAGNÉTICA.

ESA DISMINUCIÓN DE FRECUENCIA DE LA LUZ QUE EMITE UNA ESTRELLA HIZO PENSAR A DOPPLER QUE LA ESTRELLA SE ALEJABA DEL OBSERVADOR Y QUE POR TANTO EL UNIVERSO ESTABA EN UN PROCESO DE EXPANSIÓN.

POR TANTO CONSISTE EN EL CAMBIO DE FRECUENCIA DE UN FENÓMENO ONDULATORIO (SONIDO, LUZ...) CUANDO ES EMITIDO O RECIBIDO POR UN ELEMENTO EN MOVIMIENTO A UNA DETERMINADA VELOCIDAD.

CONSCIENTE O INCONSCIENTEMENTE TODOS HEMOS PERCIBIDO ALGUNA VEZ EN NUESTRA VIDA EL EFECTO DOPPLER CUANDO UN EMISOR DE SONIDO, AMBULANCIA, SE ACERCA O SE ALEJA RESPECTO A NOSOTROS.



Dr. E Cerezo

¿CUÁLES SON LOS ELEMENTOS EMISORES EN LA TÉCNICA DIAGNÓSTICA DEL ECO-DOPPLER?

LAS SONDAS EMISORAS DE ULTRASONIDOS.

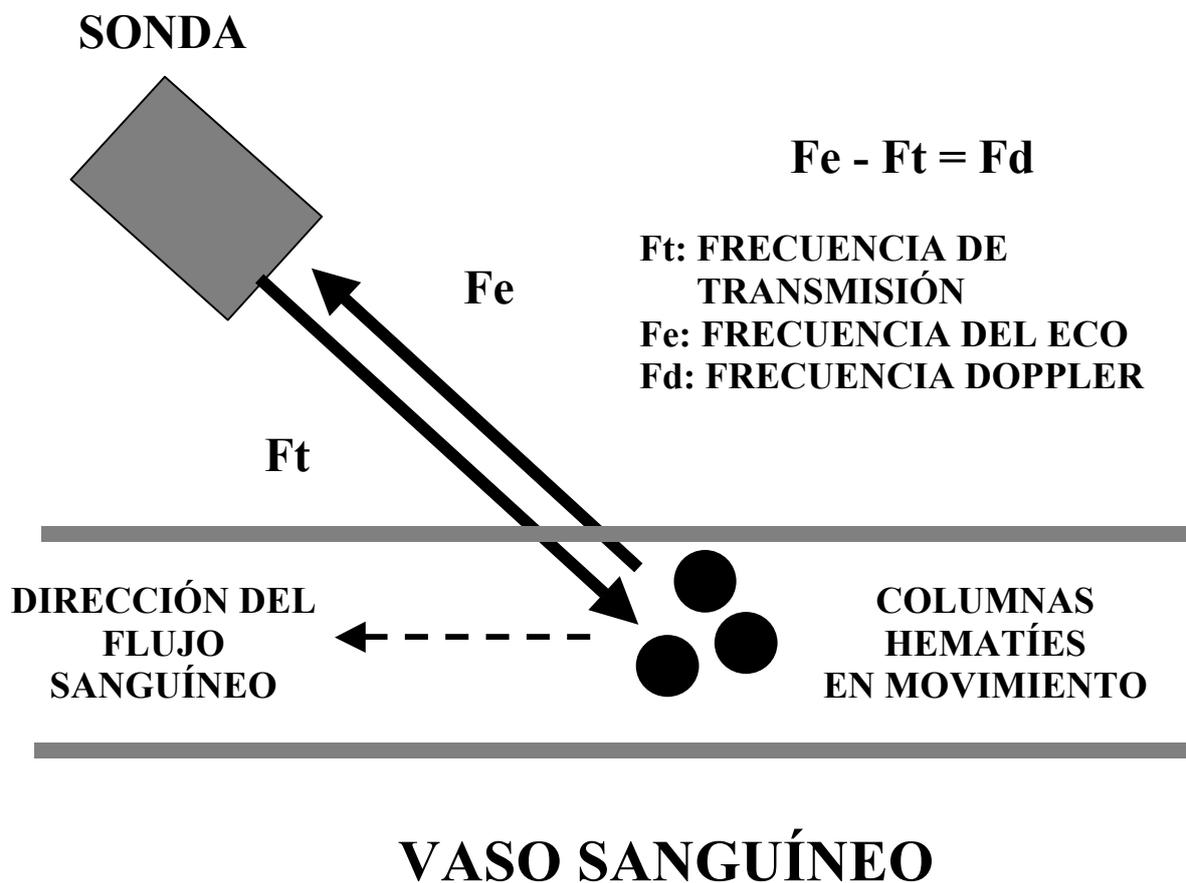
¿CUÁLES LOS REFLECTORES-SUPERFICIES REFLECTORAS?

LAS COLUMNAS DE HEMATÍES QUE CIRCULAN POR EL INTERIOR DE LOS VASOS SANGUÍNEOS.

LA FRECUENCIA DOPPLER (FD)

ES LA DIFERENCIA ENTRE LA FRECUENCIA DEL ULTRASONIDO EMITIDO Y LA DEL REFLEJADO COMO ECO AL INCIDIR EN UNA INTERFASE REFLECTANTE MÓVIL COMO SON LAS COLUMNA DE HEMATÍES QUE CIRCULAN EN EL INTERIOR DE LOS VASOS SANGUÍNEOS.

AUNQUE EL EFECTO DOPPLER SE USA HABITUALMENTE PARA MEDIR EL FLUJO SANGUÍNEO, CUALQUIER TEJIDO O FLUIDO EN MOVIMIENTO PUEDE GENERAR UNA SEÑAL DOPPLER.



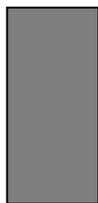
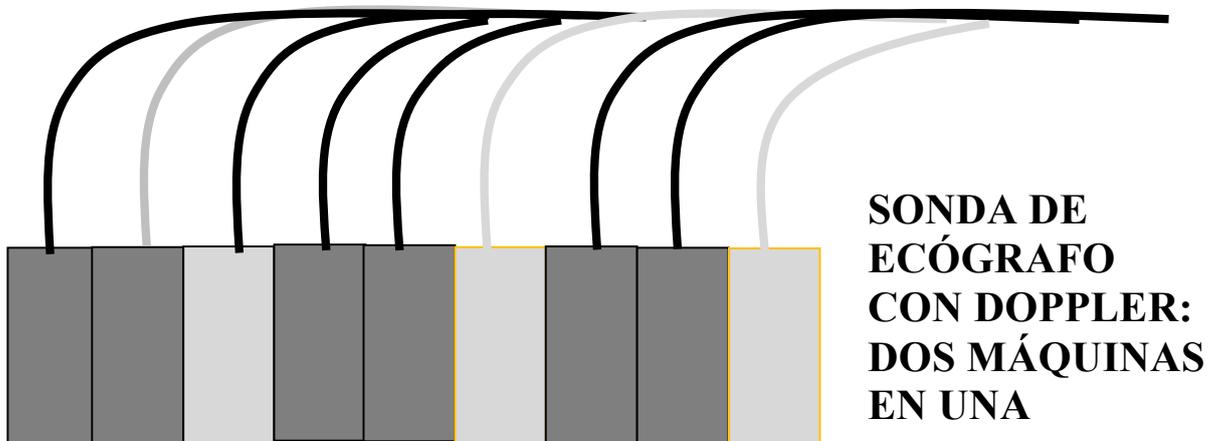
Dr. E Cerezo

ELEMENTOS DEL DOPPLER

- SI LOS HEMATÍES SE ALEJAN $F_e < F_t$ Y $F_d \rightarrow$ TIENE VALOR NEGATIVO
- SI LOS HEMATIES SE ACERCAN $F_e > F_t$ Y $F_d \rightarrow$ TIENE VALOR POSITIVO

¿CÓMO ES UN ECÓGRAFO CON DOPPLER?

SON DOS MÁQUINAS EN UNA. LAS SONDAS TIENEN CRISTALES PARA FORMAR IMAGEN B Y CRISTALES PARA DETECTAR LAS FRECUENCIAS DOPPLER.



CRISTAL QUE GENERA LA IMAGEN EN MODO B



CRISTAL QUE GENERA Y DETECTA LA FRECUENCIA DOPPLER

Dr. E Cerezo

MUY IMPORTANTE

EL ULTRASONIDO QUE SE USA EN LAS SONDAS DOPPLER SUFRE LAS MISMAS VISICITUDES QUE EL QUE SE USA EN EL MODO B.

A MAYOR FRECUENCIA MENOR PENETRACIÓN.

A MENOR FRECUENCIA MENOR ATENUACIÓN.

MUY IMPORTANTE

EL ULTRASONIDO REFLEJADO TIENE DIFERENTE INTENSIDAD EN B SEGÚN LA CANTIDAD DE SUPERFICIES REFLECTORAS DENTRO DE LOS VASOS SANGUÍNEOS.

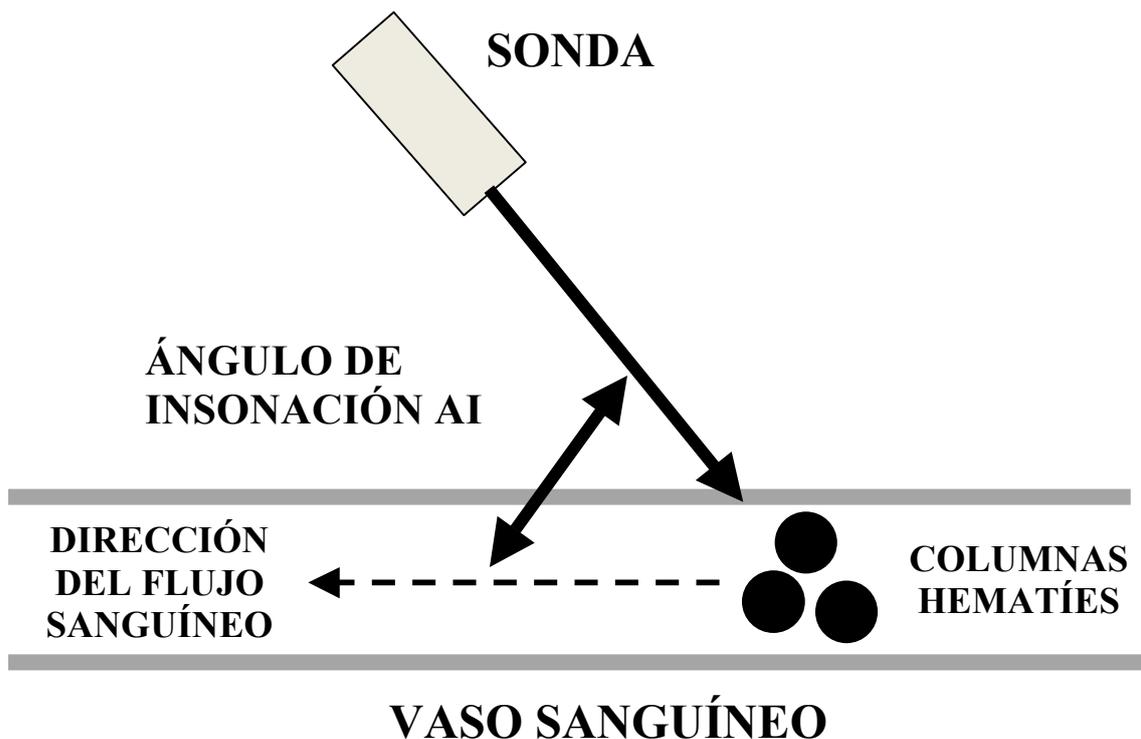
FUNDAMENTOS DE LA FÓRMULA DOPPLER

ESTUDIO DE LA VELOCIDAD DE LA SANGRE.

TODO EL ECO-DOPPLER RADICA EN EL ANÁLISIS , VISUALIZACIÓN Y VALORACIÓN DE F_d, BIEN DE FORMA AISLADA O EN EL SENO DE LA IMAGEN EN MODO B (DUPLEX) EN UN MOMENTO DADO O SU CAMBIO EN EL TIEMPO.

¿SE PUEDE CALCULAR EL CAMBIO DE FRECUENCIA DEL ULTRASONIDO REFLEJADO?

SÍ, MEDIANTE LA FÓRMULA DEL EFECTO DOPPLER:



Dr. E Cerezo

$$\mathbf{F_d = F_e - F_t = 2 \times V \times F_t \times \cos AI / C}$$

V: VELOCIDAD DE LOS HEMATÍES

C: VELOCIDAD DEL SONIDO

AI: ÁNGULO DE INSONACIÓN, FORMADO POR LA DIRECCIÓN DEL SONIDO Y LA DIRECCIÓN DE LOS HEMATÍES

DESPEJANDO LA VELOCIDAD EN LA ECUACIÓN:

$$V = \underline{F_d} \times (C / 2 \times \underline{F_t}) \times 1 / \underline{\cos AI}$$

- SUBRAYADOS LOS ELEMENTOS VARIABLES DE LA ECUACION
- NO SUBRAYADOS LOS CONSTANTES.

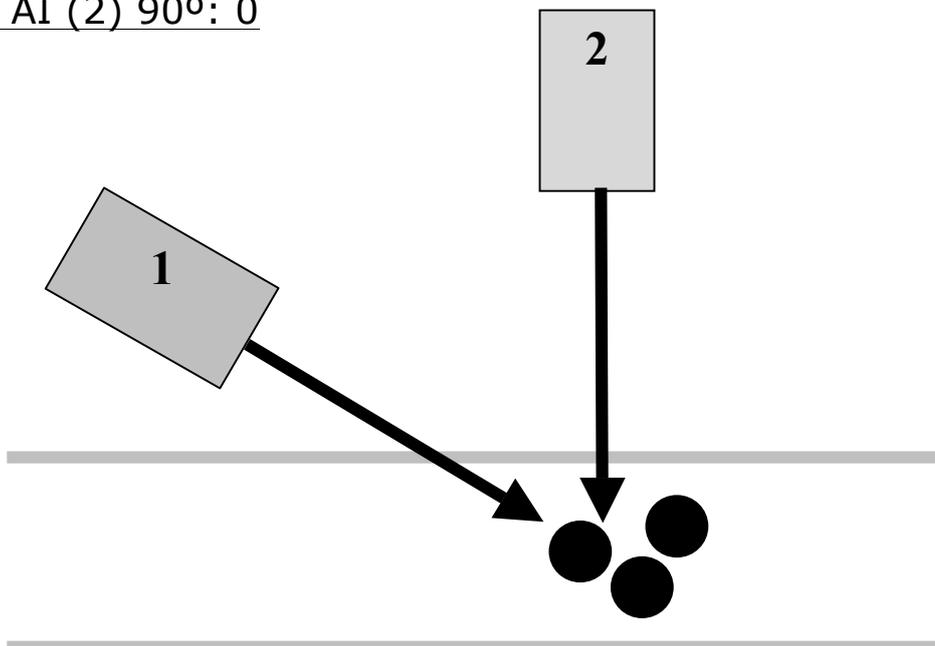
DADO QUE VELOCIDAD DEL FLUJO V ES FUNCIÓN DE F_d , EL ANÁLISIS DE F_d EQUIVALE AL ANÁLISIS DE LA VELOCIDAD DE FLUJO DENTRO DE LOS VASOS, SIEMPRE QUE EL COS DE AI NO INDUZCA UN ERROR SIGNIFICATIVO; Y ESO ES ASÍ CUANDO EL ÁNGULO DE INSONACIÓN AI ES MENOR DE 60°.

LOS MEJORES ESPECTROS DOPPLER SE OBTIENEN CON ÁNGULOS DE INSONACIÓN PRÓXIMOS A 0° $\cos 0^\circ = 1$.

CARACTERÍSTICAS DEL ÁNGULO DE INSONACIÓN (AI)

COS AI (1) 30°: 1,15

COS AI (2) 90°: 0



Dr. E Cerezo

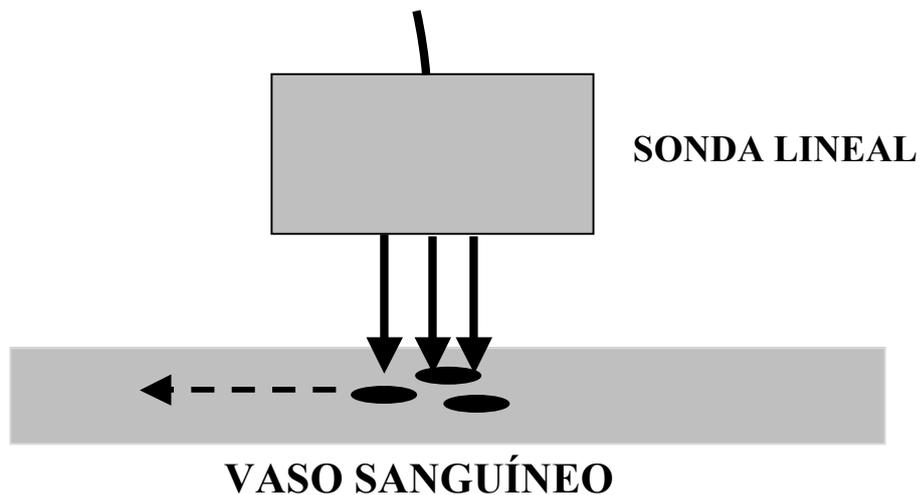
A 90° ES IMPOSIBLE MEDIR LA F_d PORQUE SERÁ DE VALOR CERO CUALQUIERA QUE SEA LA VELOCIDAD DE LOS HEMATÍES.

$$F_d = F_e - F_t = 2 \times V \times F_t \times \cos \theta / C = 0$$

HASTA 60° LOS VALORES DEL COS DE AI, PERMITEN UNA MEDICIÓN FIABLE DE LA F_d , CON UN ERROR DE HASTA EL 9% DE LA MEDIDA. CUANTO MÁS SE APROXIME A 0 EL AI LA MEDIDA SERÁ MEJOR.

INSONACIÓN TÉCNICA O ANGULACIÓN ARTIFICIAL (STEER)

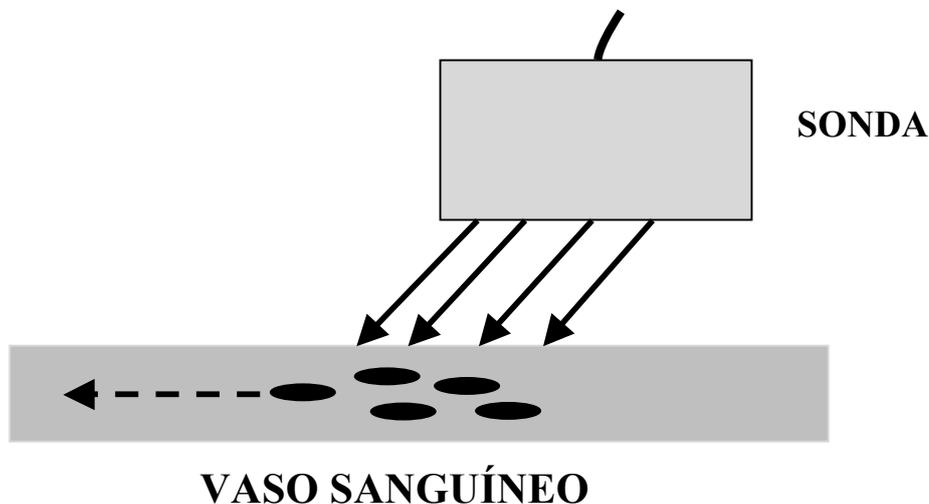
CON LA SONDA LINEAL A VECES ES IMPOSIBLE LOGRAR UN ÁNGULO DE INSONACIÓN MENOR DE 60°.



Dr. E Cerezo

ÁNGULO DE INSONACIÓN 90° $\cos 90 = 0$
EN MUCHOS CASOS ESE ES EL ÁNGULO DE INSONACIÓN.

ANGULACIÓN ELECTRÓNICA -STEER-



Dr. E Cerezo

ÁNGULO DE INSONACIÓN < 60° MEDIANTE ANGULACIÓN ELECTRÓNICA O STEERING SE CAMBIA EL ÁNGULO DE INSONACIÓN

HEMODINAMIA ELEMENTAL

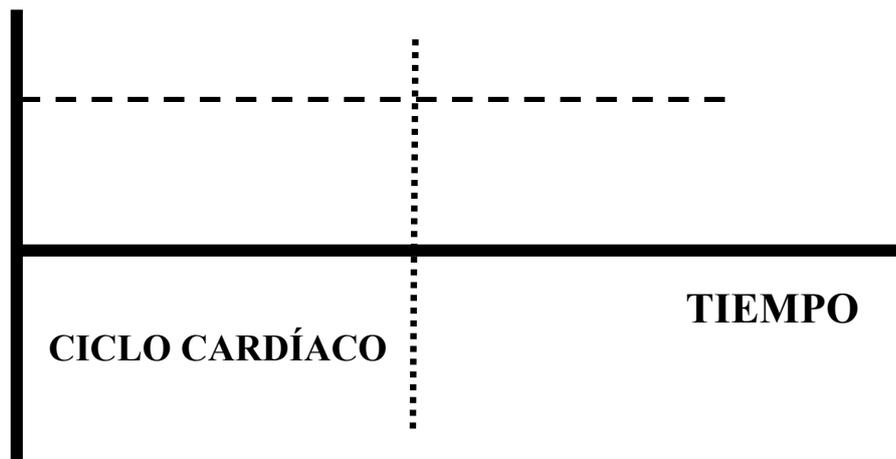
LA VELOCIDAD DE LA SANGRE EN UN CADÁVER ES 0 cm/seg.

LA VELOCIDAD DE LA SANGRE EN UNA PERSONA VIVA DEPENDE DEL VASO QUE ESTUDIEMOS, ES DECIR, EL PATRÓN DE VELOCIDAD DE FLUJO DEL VASO ES UNA CARACTERÍSTICA PROPIA, SU FIRMA, ASÍ COMO SU MORFOLOGÍA.

EN LOS VASOS VENOSOS LA VELOCIDAD VARÍA POCO O ES CASI CONSTANTE A LOS LARGO DEL CICLO CARDIACO.

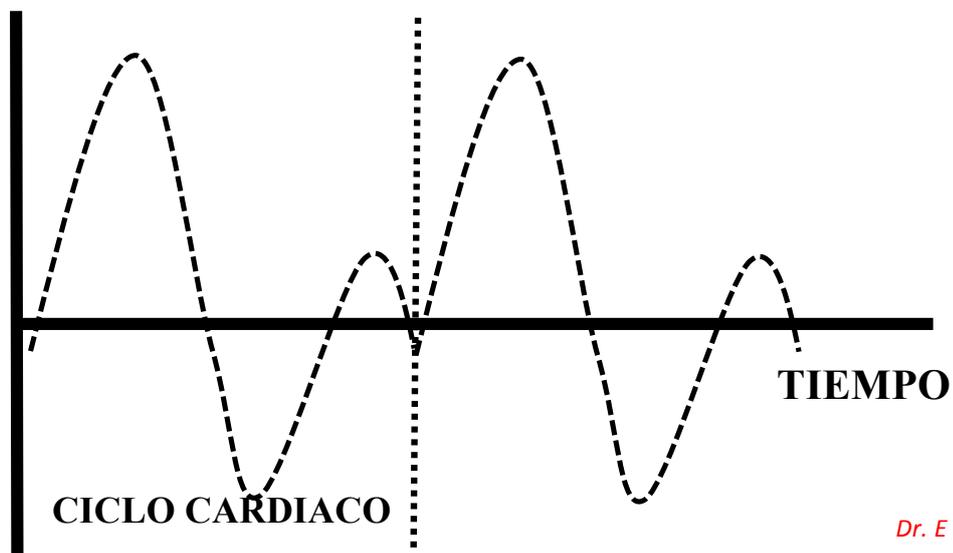
EN LOS VASOS ARTERIALES CAMBIA CICLICAMENTE A LOS LARGO DE LOS CICLOS CARDÍACOS.

VASO VENOSO



Dr. E Cerezo

VELOCIDAD VASO ARTERIAL

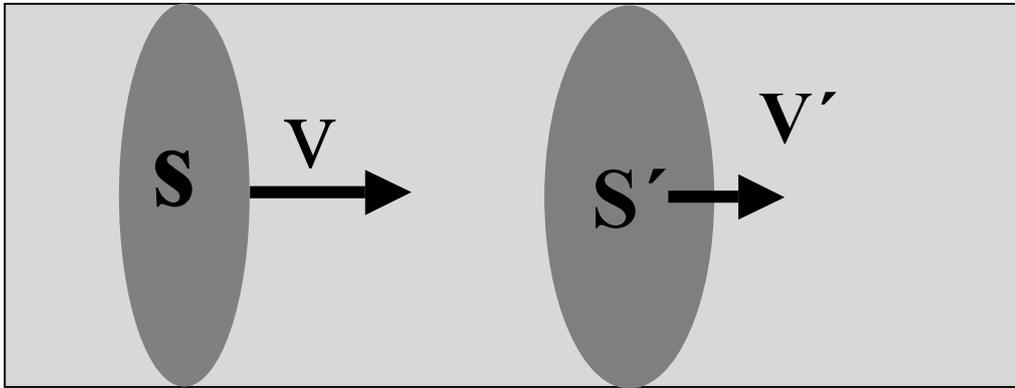


Dr. E Cerezo

VELOCIDAD Y FLUJO

EL FLUJO DE UN FLUIDO NO CAMBIA A LO LARGO DE UNA CONDUCCIÓN.

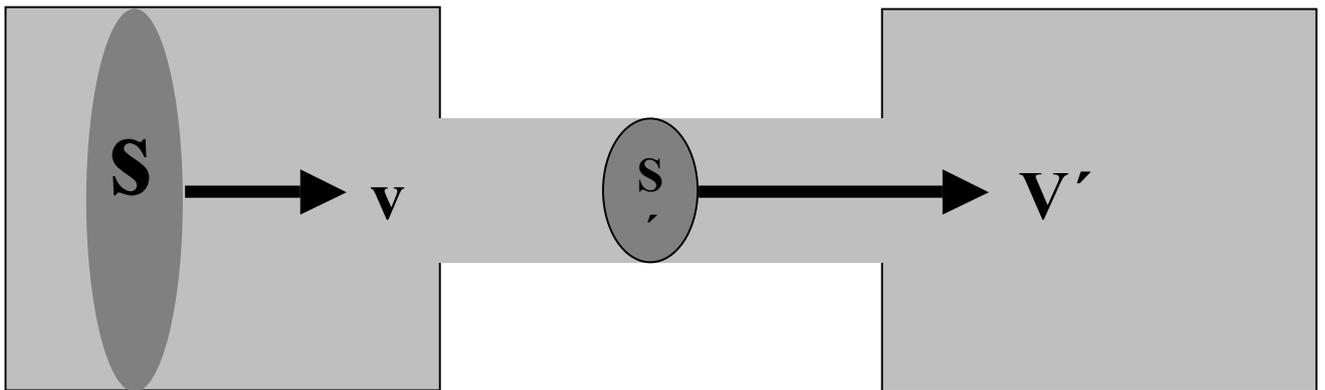
SECCIÓN DE UN VASO Y VELOCIDAD DE FLUJO: FLUJO CONSTANTE



$$S \times V = S' \times V'$$

Dr. E Cerezo

SI DISMINUYE LA SECCIÓN AUMENTA LA VELOCIDAD

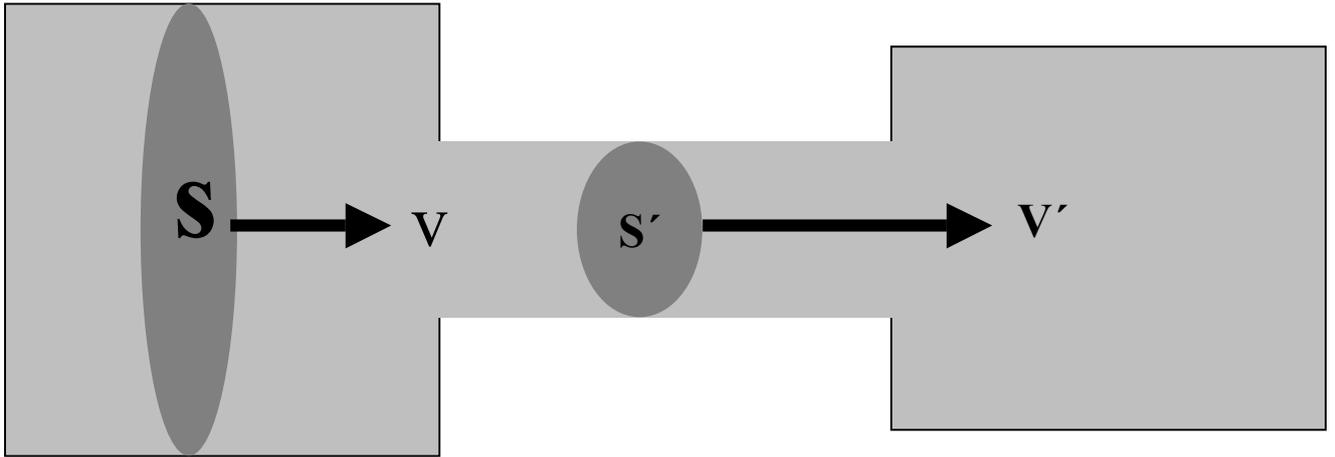


$$S \times V = S' \times V'$$



Dr. E Cerezo

SI DISMINUYE LA SECCIÓN (ESTENOSIS) AUMENTA LA VELOCIDAD DEL FLUJO



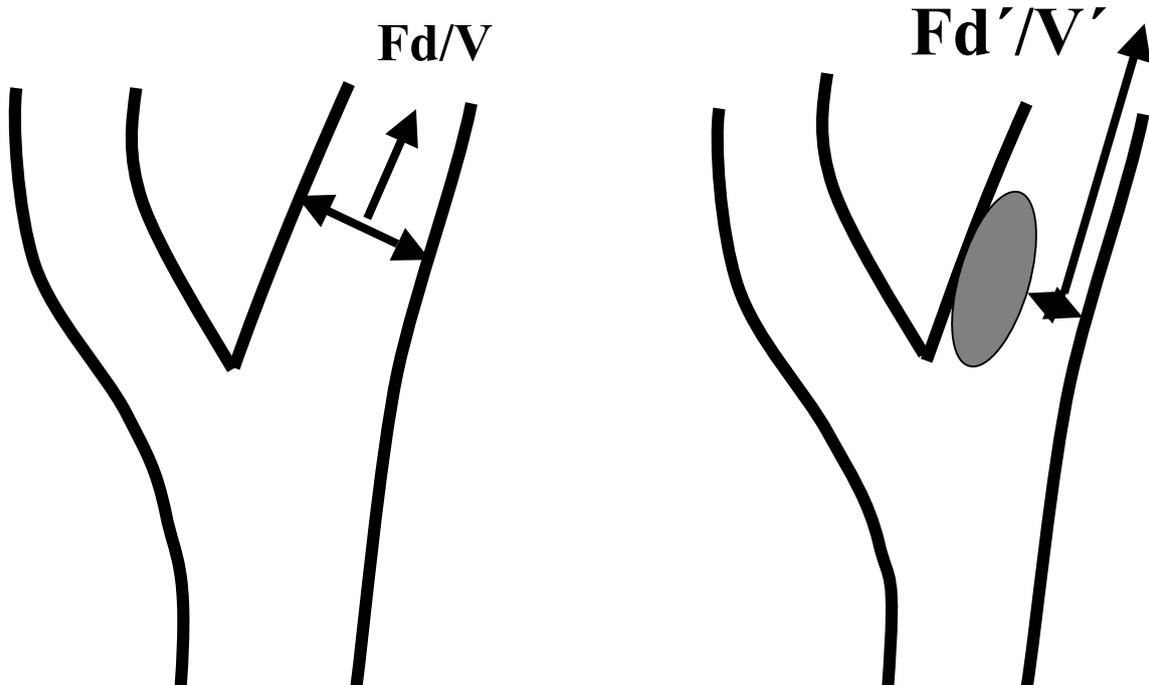
$$S \times V = \frac{1}{2} S \times 2V$$

ESTENOSIS DEL 50 %

Dr. E Cerezo

COMO LAS VELOCIDADES DE FLUJO SON INVERSAMENTE PROPORCIONALES A LA SECCIÓN POR LA QUE ATRAVIESA DICHO FLUJO PODEMOS ESTIMAR LA SECCIÓN AL APRECIAR EL CAMBIO DE Fd.

**BIFURCACIÓN CAROTÍDEA
PLACA ESTENOSANTE EN CARÓTIDA INTERNA**

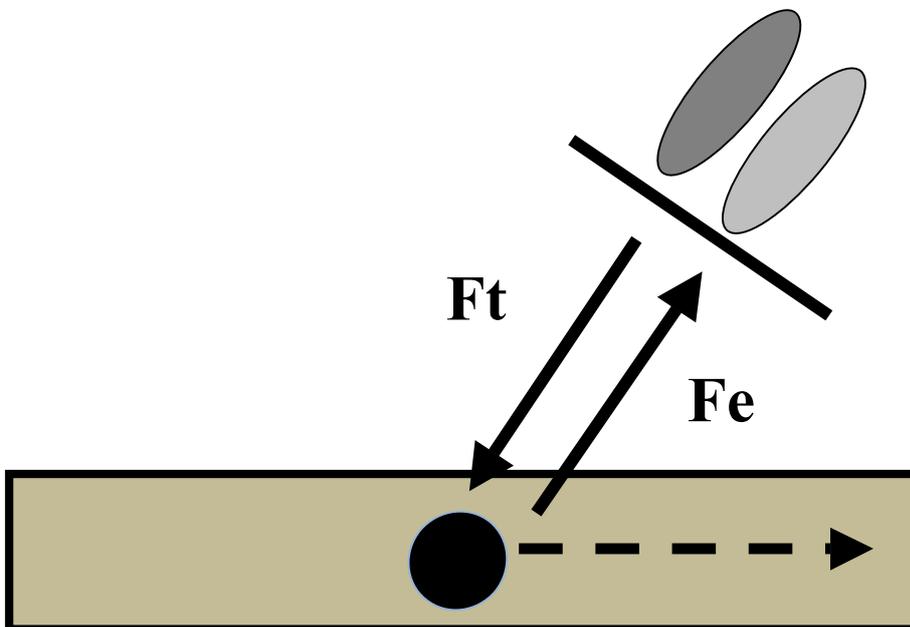


Dr. E Cerezo

TIPOS DE DOPPLER

- CONTINUO
- PULSADO

DOPPLER CONTINUO



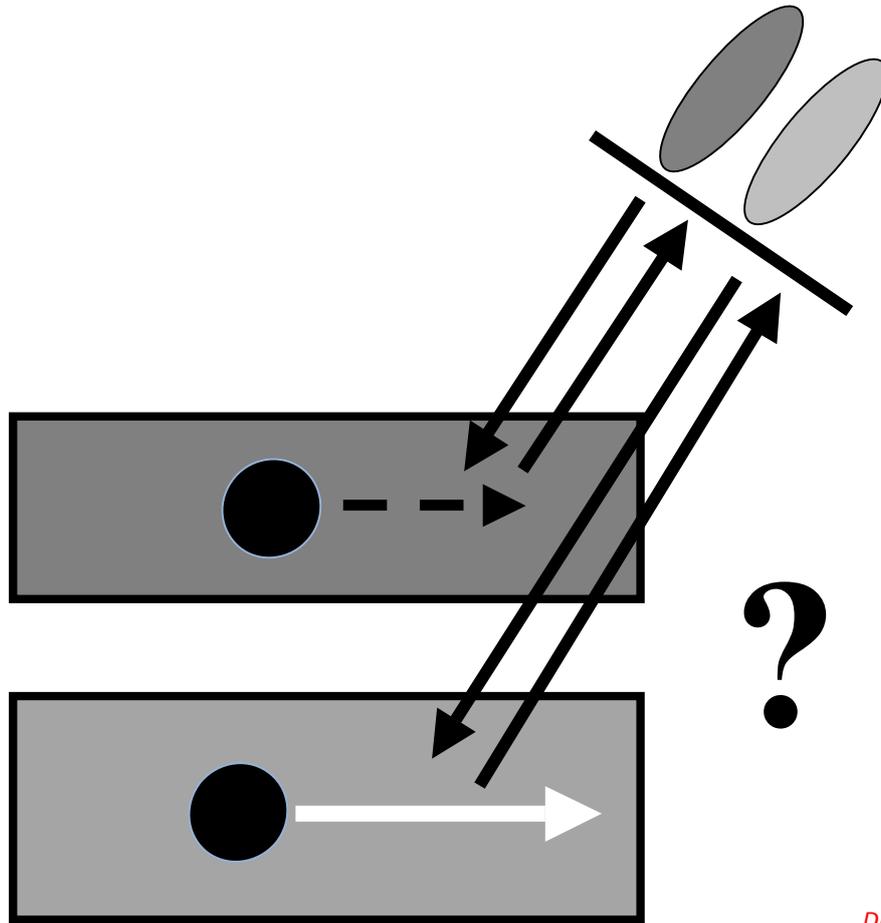
Dr. E Cerezo

ANÁLISIS CONTINUO DE F_d MEDIANTE DOS TIPOS DE CRISTALES INCORPORADOS EN LA MISMA SONDA QUE VALORAN CONSTANTEMENTE LA FRECUENCIA (F_d), UNO LA QUE EMITE (F_t) Y OTRO LA QUE RECIBE (F_e)

$$F_d = F_t - F_e$$

EL ECO DOPPLER CONTINUO TIENE:

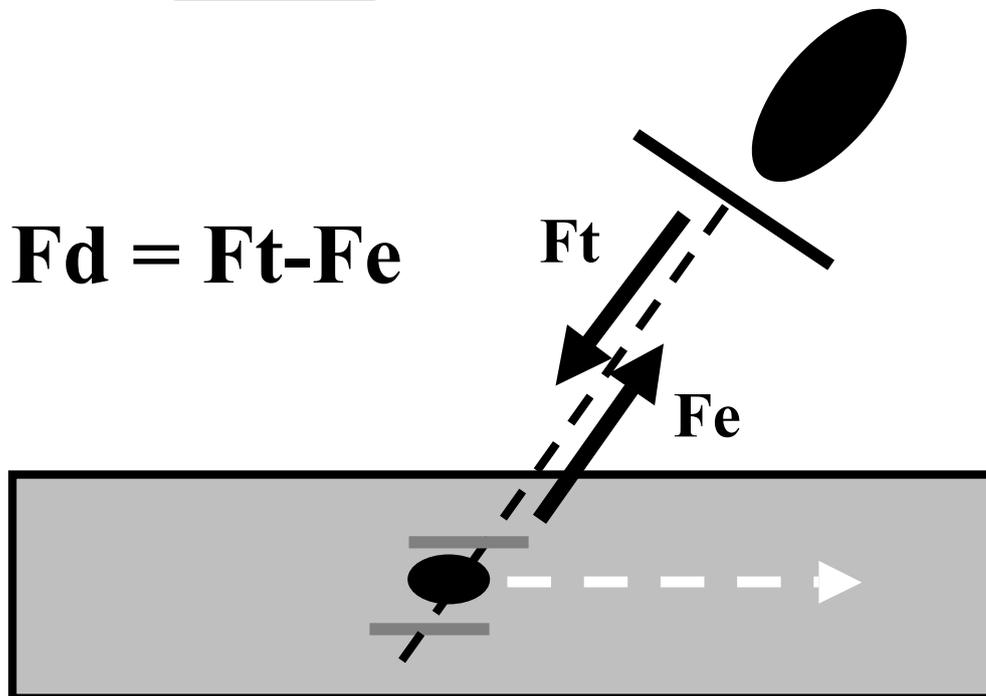
- VENTAJA: NO LIMITACIÓN DE DETECCIÓN DE F_d .
- INCONVENIENTE: DETECCIÓN INDISCRIMINADA.



Dr. E Cerezo

EL DOPPLER CONTINUO ES INCAPAZ DE DISCRIMINAR DE DÓNDE PROCEDEN LOS ECOS.

DOPPLER PULSADO



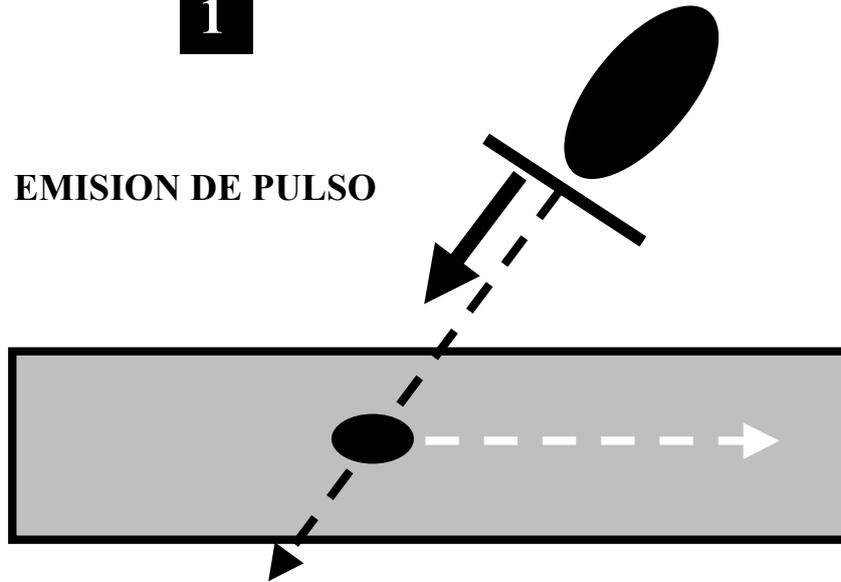
Dr. E Cerezo

EN EL DOPPLER PULSADO LOS MISMOS CRISTALES EMITEN PULSOS DE ULTRASONIDOS Y EN EL TIEMPO ENTRE DOS PULSOS EL MISMO TRANSDUCTOR VALORA LA FRECUENCIA DEL ECO REFLEJADO.

SECUENCIA

1

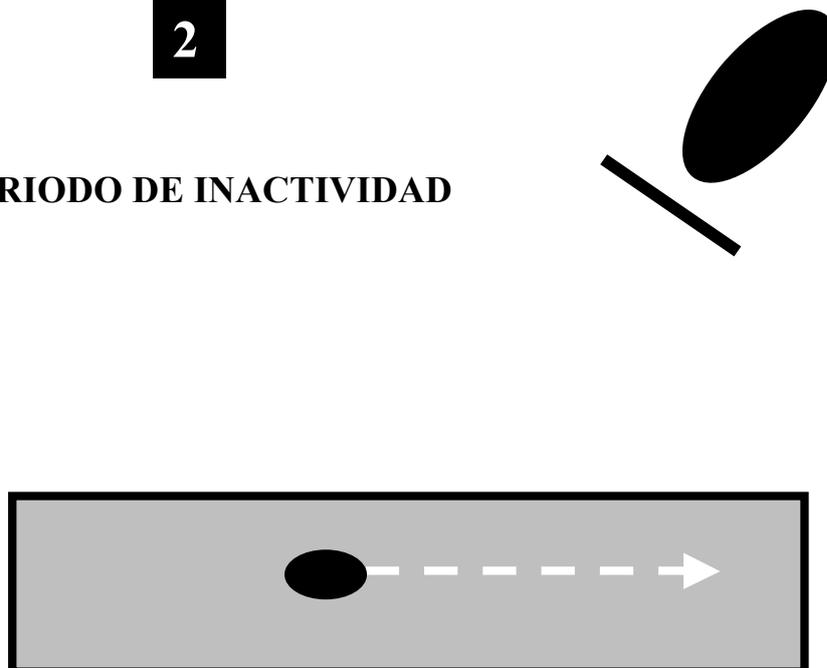
EMISION DE PULSO



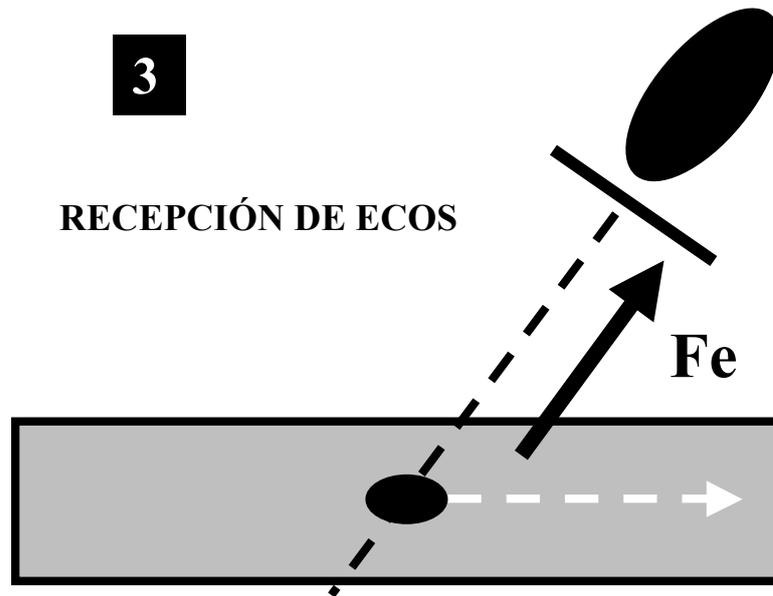
Dr. E Cerezo

2

PERIODO DE INACTIVIDAD



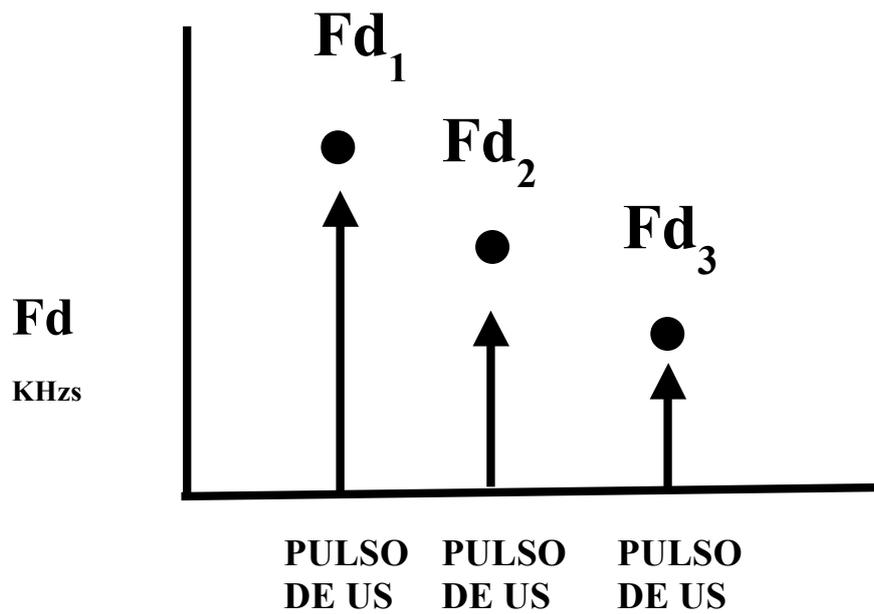
Dr. E Cerezo



Dr. E Cerezo

CADA PULSO DETECTA UNA F_d Y PERMITE MEDIR LA VELOCIDAD EN UN INSTANTE DEL CICLO CARDÍACO.

PARA MEDIR LA F_d EN UN PERIODO DE TIEMPO HAY QUE EMITIR MÚLTIPLES PULSOS (DOPPLER PULSADO) EN ESE PERIODO DE TIEMPO.



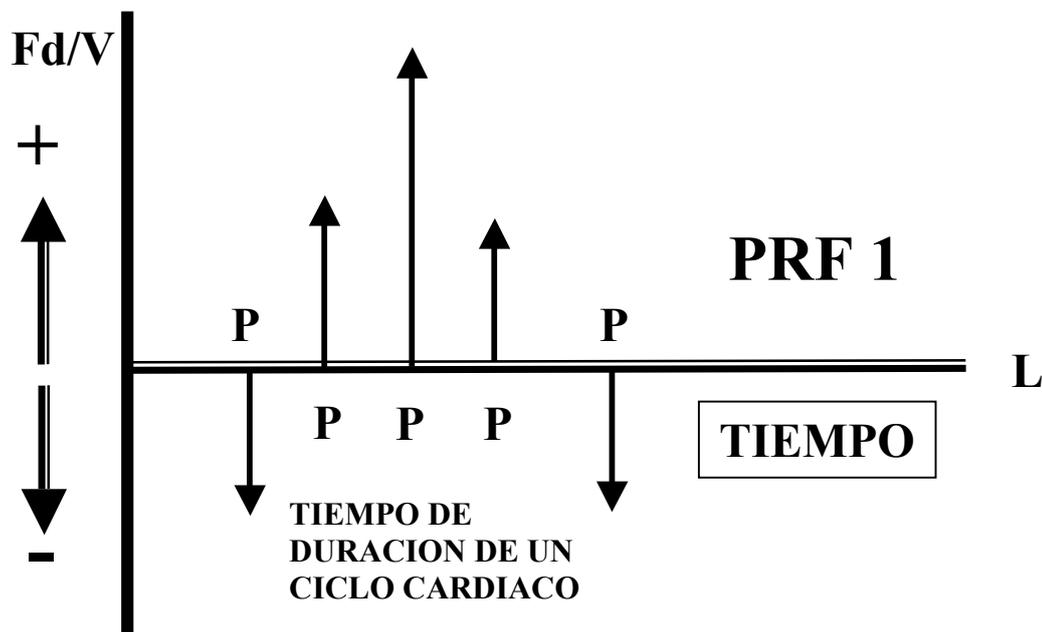
Dr. E Cerezo

CONCEPTO DE PRF O FRECUENCIA DE REPETICIÓN DE PULSOS (PULSE REPETITION FREQUENCY)

ES LA FRECUENCIA (PULSOS POR SEGUNDO O HERZIOS) CON LA QUE SE EMITEN PULSOS PARA VALORACIÓN DE LA F_d EN UN PERIODO DE TIEMPO.

CUANTO MAYOR SEA LA FRECUENCIA DE REPETICIÓN DE PULSOS (PRF), MAYOR SERÁ LA PRECISIÓN DE LA VALORACIÓN DEL CAMBIO DE VELOCIDAD DENTRO DEL VASO, SOBRE TODO EN FLUJOS CON CAMBIOS RÁPIDOS DE VELOCIDAD EN LA UNIDAD DE TIEMPO, ES DECIR, ALTAS ACELERACIONES O DESACELERACIONES.

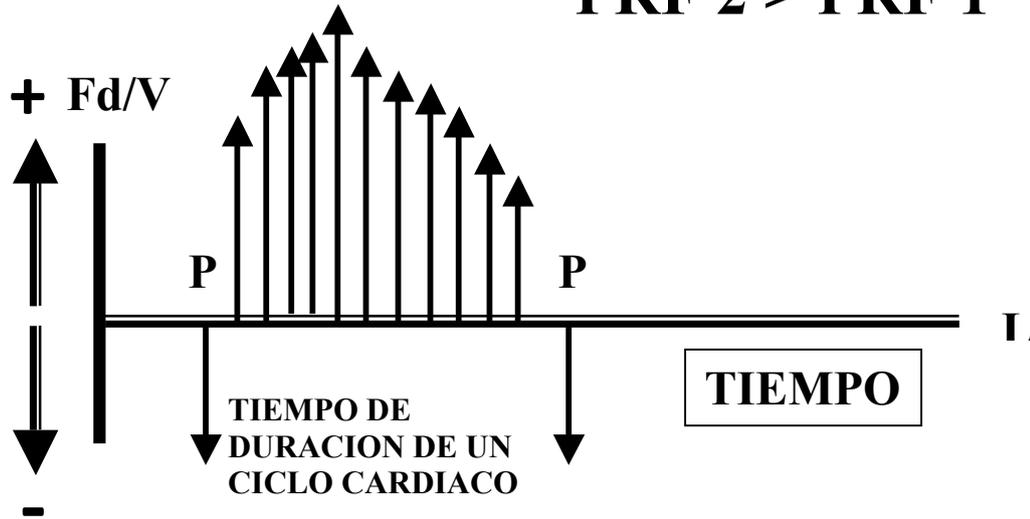
DETERMINACION DE VALORES DE F_d EN EL DOPPLER PULSADO SEGÚN LA PRF



Dr. E Cerezo

L: LÍNEA DE BASE o DE $F_d = 0$

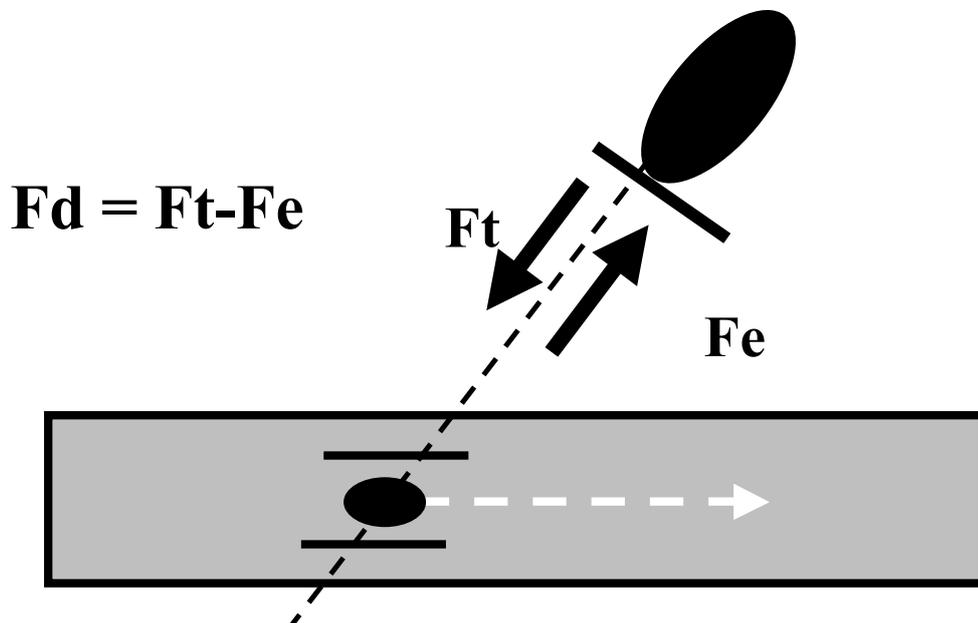
PRF 2 > PRF 1



PROBLEMAS DEL DOPPLER PULSADO, EL PROBLEMA DEL LÍMITE DE LA PRF

EN EL DOPPLER PULSADO: EL PULSO HA DE LLEGAR A LA REGIÓN DE INTERÉS, REFLEJARSE EN LOS HEMATÍES DE ESA ZONA Y VOLVER CAMBIADO DE FRECUENCIA A LA SONDA. A CONTINUACIÓN, SERÁ ENVIADO A LOS COMPUTADORES DEL ECÓGRAFO Y VALORADO DICHO CAMBIO, RESULTANDO DE ELLO LA FRECUENCIA DOPPLER.

L: LÍNEA DE BASE o DE $F_d = 0$



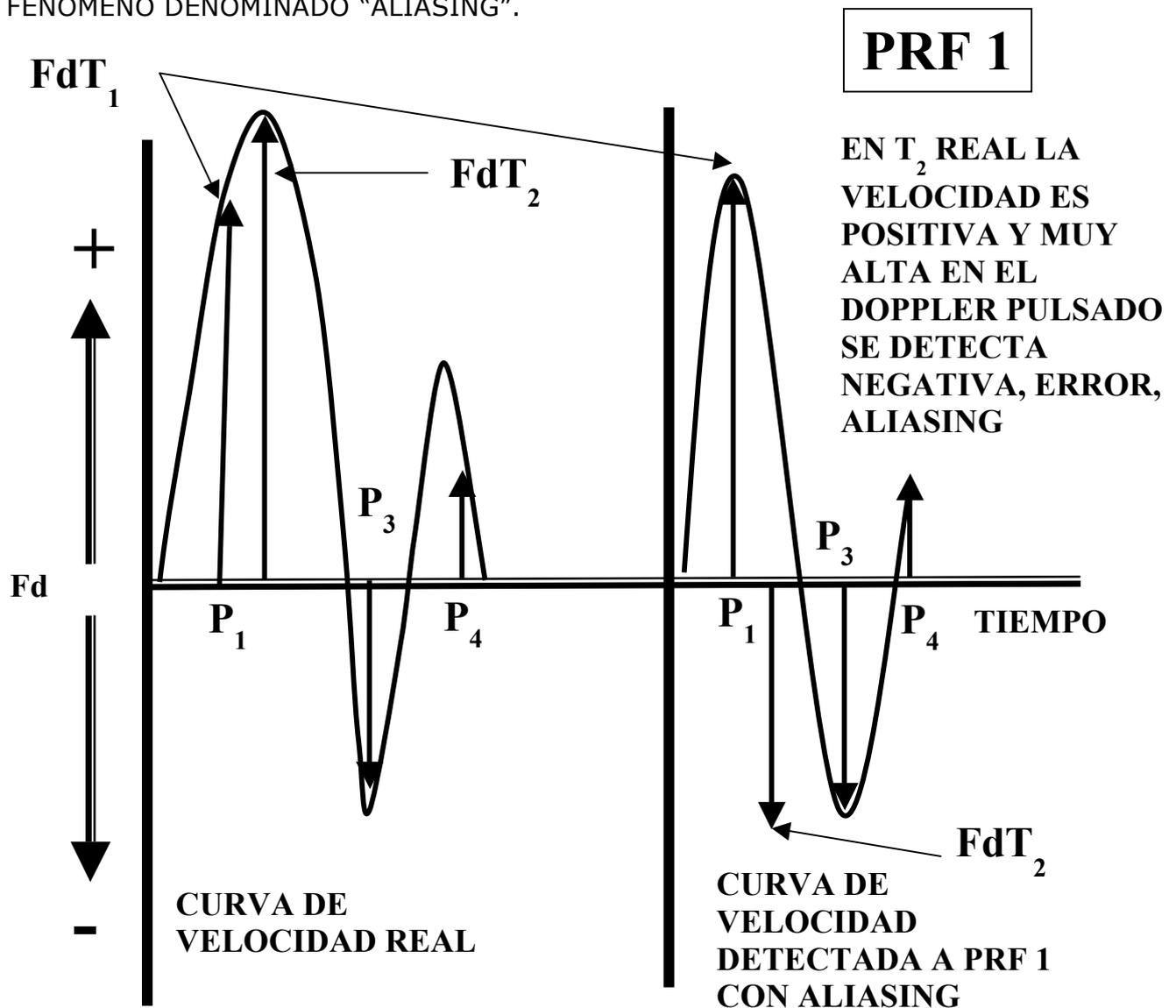
Dr. E Cerezo

EN EL DOPPLER PULSADO: ESE TIEMPO DEPENDE POR TANTO DE LA PROFUNDIDAD A QUE SE ENCUENTRE LA MUESTRA Y POR TANTO FUNCIÓN DEL DOBLE DEL TIEMPO QUE TARDA EN LLEGAR EL ULTRASONIDO A LA MUESTRA, EN ESE TIEMPO NO SE PUEDE ENVIAR OTRO PULSO QUE PERMITA LA VALORACION DE F_d .

A DETERMINADAS PROFUNDIDADES LA PRF NO PUEDE AUMENTARSE MÁS. HAY, POR TANTO, UN CONFLICTO ENTRE LA PRF Y LA PROFUNDIDAD DEL VASO ESTUDIADO.

A DETERMINADAS PROFUNDIDADES NO SE PUEDE AUMENTAR LA PRF POR ENCIMA DE DETERMINANDO VALOR.

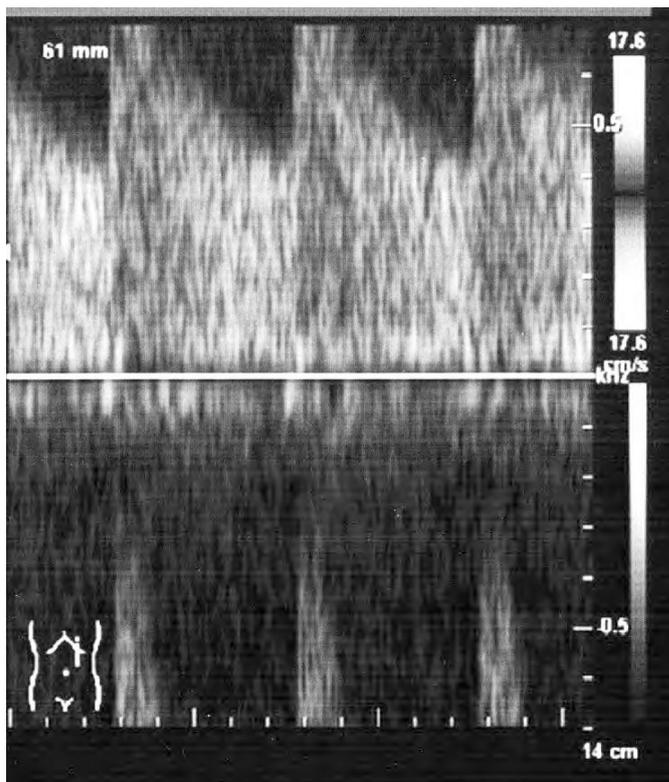
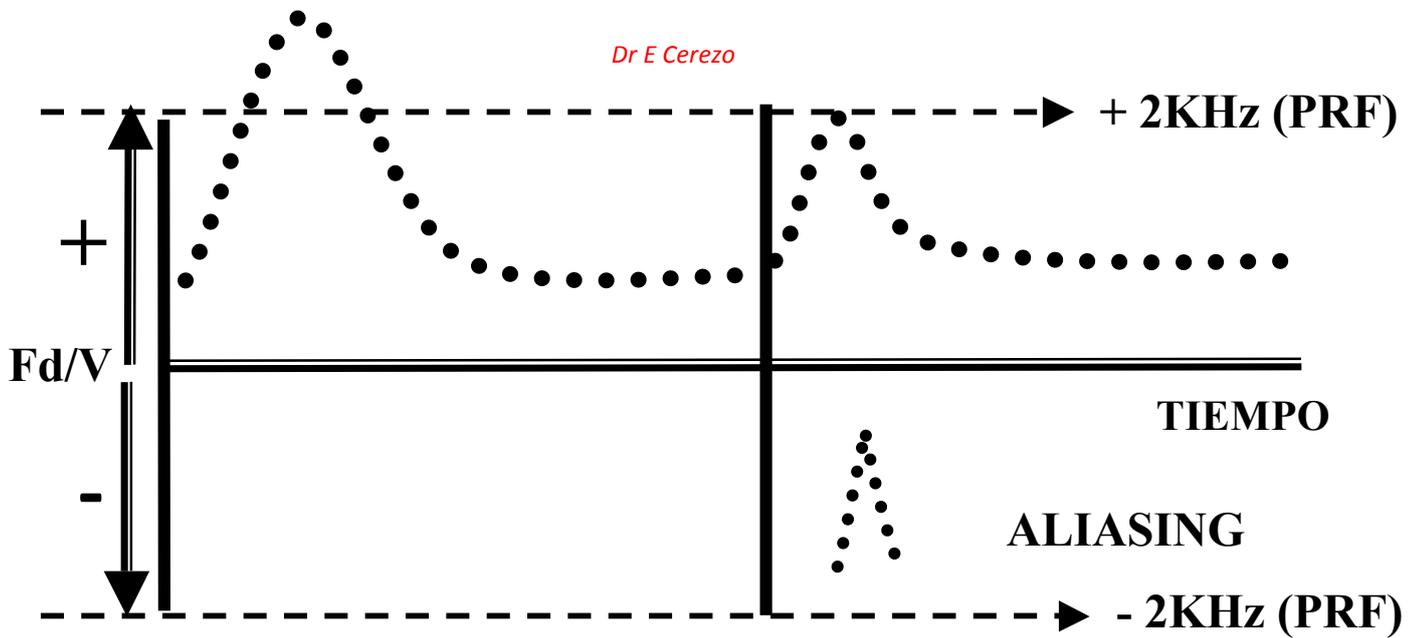
SI EL CAMBIO DE VELOCIDAD EN UNIDAD DE TIEMPO, ACELERACIÓN O DESACELERACIÓN, ES GRANDE Y LA PRF NO SE PUEDE AUMENTAR, POR LA PROFUNDIDAD DEL VASO, LA MEDIDA ES ERRÓNEA Y SE PRODUCE UN FENÓMENO DENOMINADO "ALIASING".



P_1, P_2, P_3 Y P_4 : PULSOS A PRF 1
 $F_d T$: FRECUENCIAS DOPPLER DETECTADAS

CUANDO LA PRF NO SE PUEDE AUMENTAR, LOS LÍMITES DE LA ESCALA NO SE MODIFICAN Y LAS MEDIDAS DE LA VELOCIDAD DE FLUJO SON ERRÓNEAS, APARECIENDO NEGATIVAS JUNTO A POSITIVAS: ALIASING.

POR ENCIMA DE LA PRF MÁXIMA



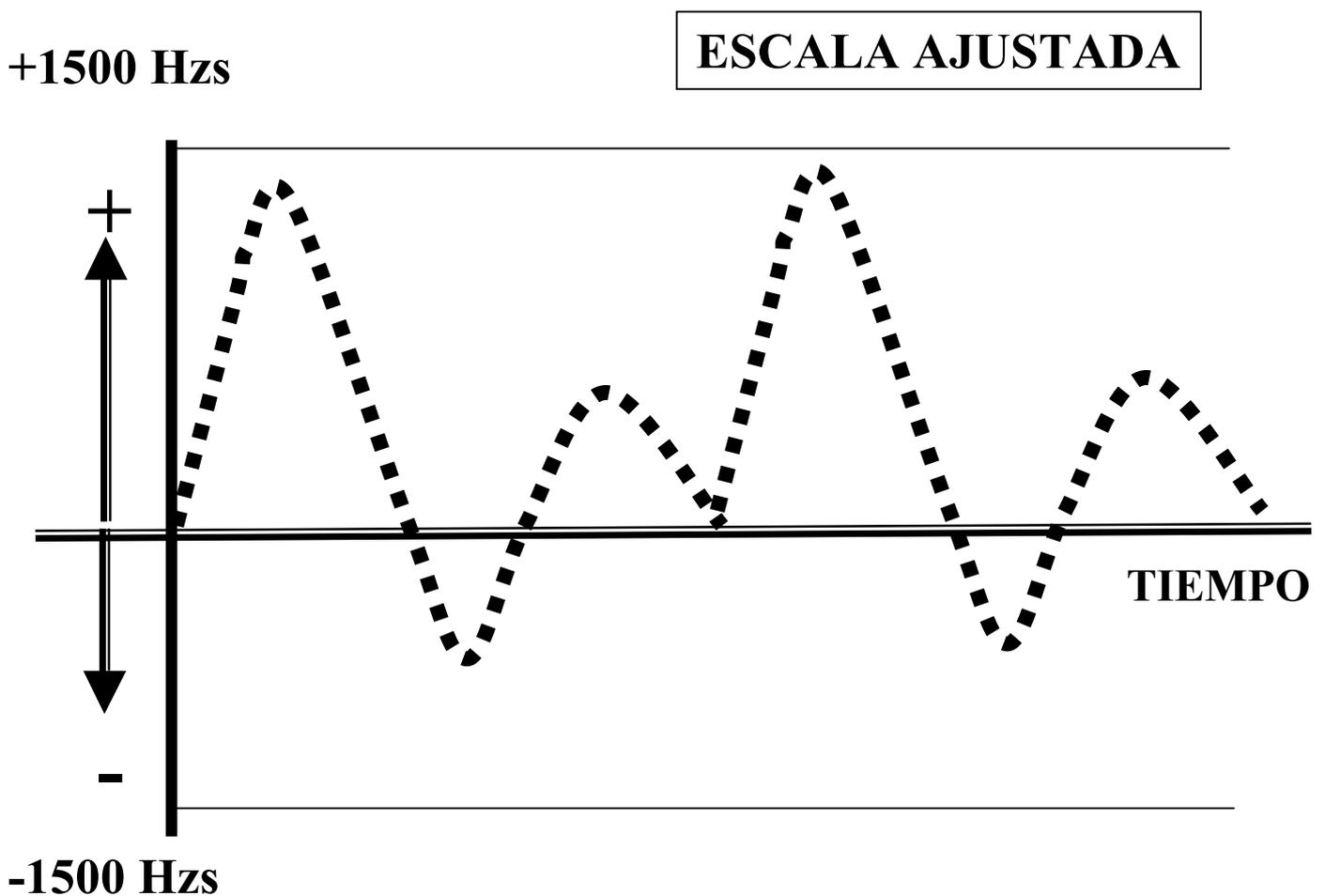
EL FENÓMENO DE ALIASING EQUIVALE A LA ILUSIÓN ÓPTICA QUE SE VE CUANDO LAS VELOCIDAD DE UNA RUEDA RADIADA EXCEDE LA CAPACIDAD DEL OJO DE VER IMÁGENES SUCESIVAS Y NOS PARECE, ERRÓNEAMENTE, QUE LA RUEDA CIRCULA EN SENTIDO CONTRARIO A LO QUE LA REALIDAD, POR OTROS MOTIVOS, NOS INDICA.

AJUSTE DE ESCALA

AL AUMENTAR LA ACELERACION, HAY QUE AUMENTAR LA PRF PARA EVITAR EL ALIASING.

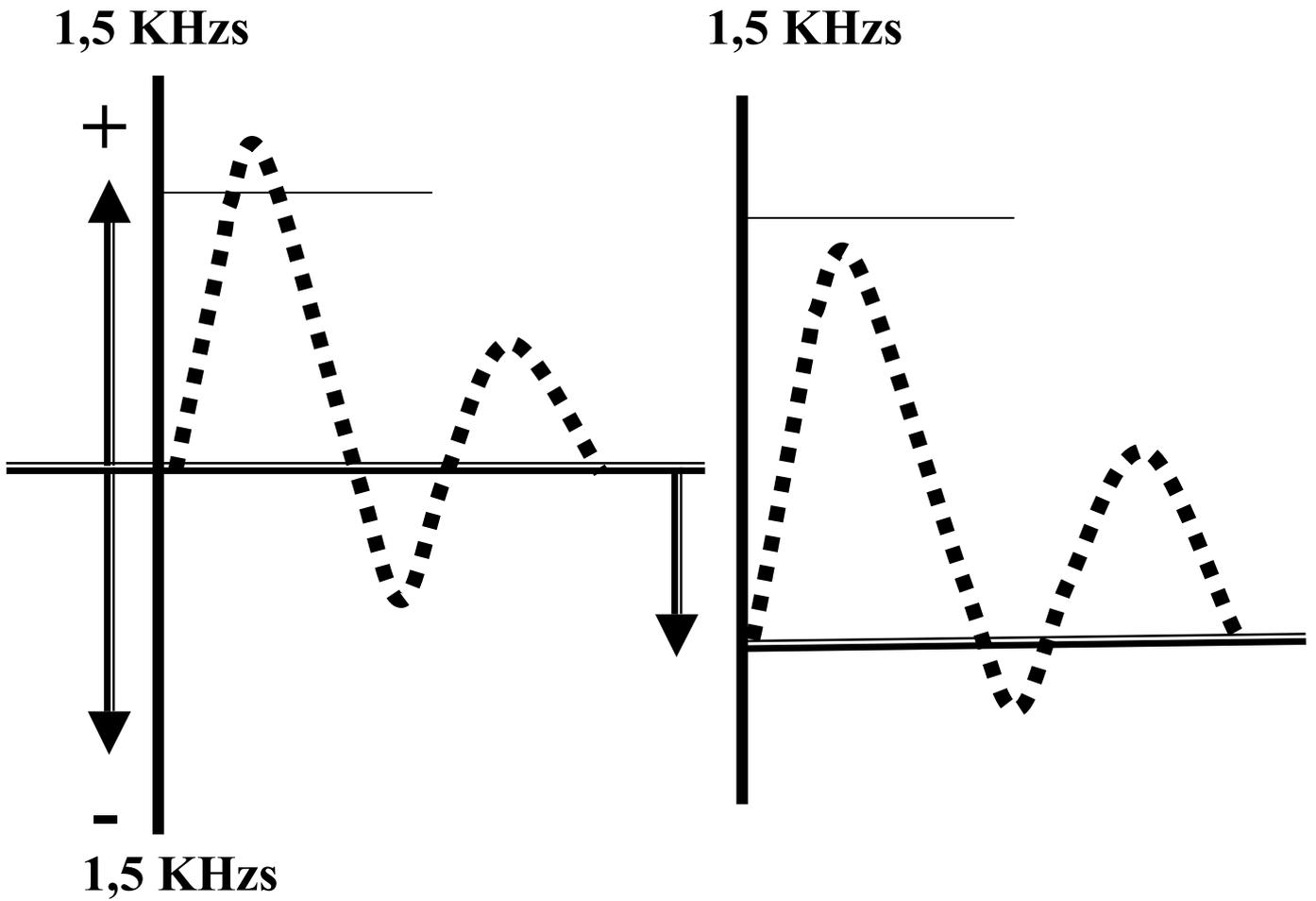
SI NO SE PUEDE AUMENTAR MÁS Y LA CURVA ES PREDOMINANTEMENTE POSITIVA O NEGATIVA, SE PUEDE AJUSTAR LA ESCALA BAJANDO O SUBIENDO LA LÍNEA DE BASE.

SI NO PODEMOS EVITAR EL ALIASING HAY QUE CAMBIAR AL DOPPLER CONTINUO.

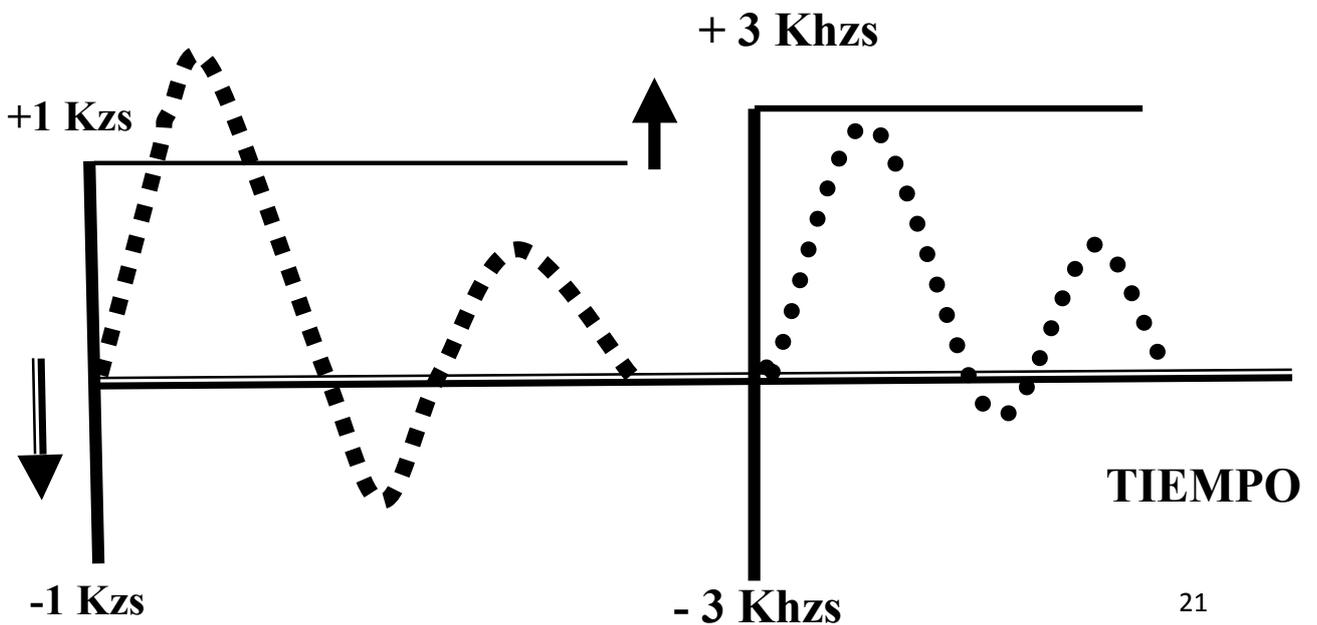


Dr. E Cerezo

AJUSTE DE ESCALA VARIANDO LA LÍNEA BASE



AJUSTE DE ESCALA AUMENTANDO LA PRF



AUMENTANDO LA PRF, SE AUMENTAN LOS LÍMITES DE LA ESCALA.

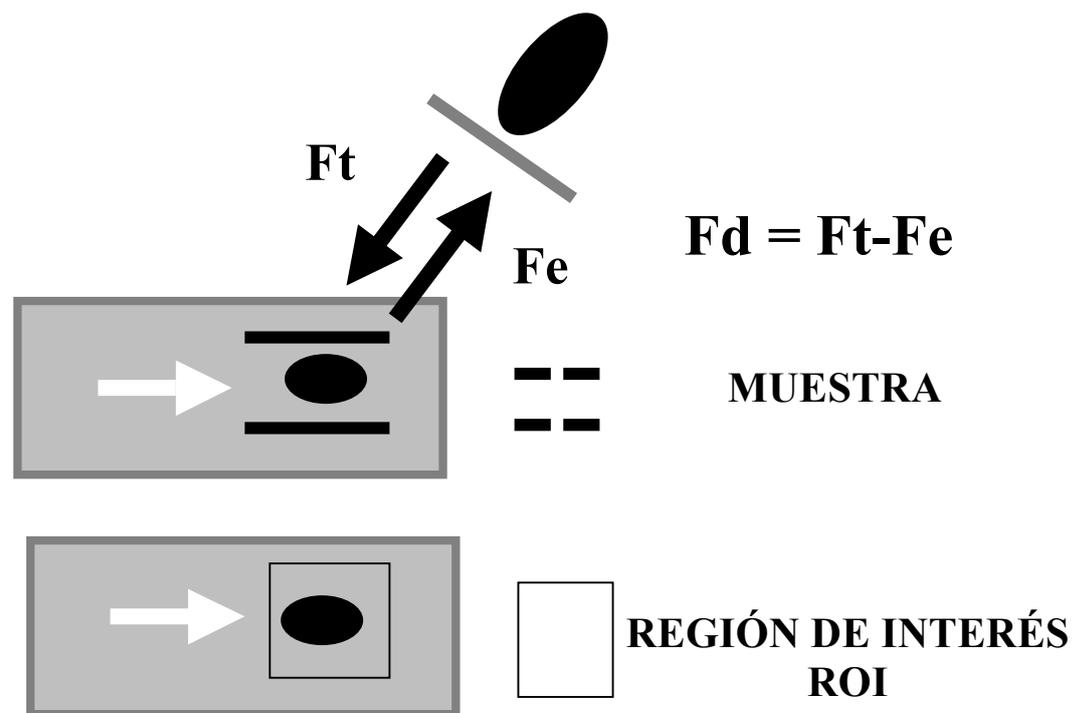
CONCEPTOS DE MUESTRA Y REGIÓN DE INTERÉS (ROI, INGLES, REGION OF INTEREST)

LA MUESTRA O LA REGIÓN DE INTERÉS ES EL INTERVALO DE DISTANCIA/AS EN QUE SE HACEN LAS MEDICIONES DE FD.

Y ES EL MECANISMO POR EL QUE EL DOPPLER PULSADO DISCRIMINA LOS VASOS ESTUDIADOS.

EL VOLUMEN DE MUESTRA O REGIÓN DE INTERÉS ES UN ESPACIO TRIDIMENSIONAL EN EL QUE LOS CAMBIOS DE FRECUENCIA DEL PULSO ULTRASONICO Y LA FRECUENCIA DOPPLER SON MEDIDOS.

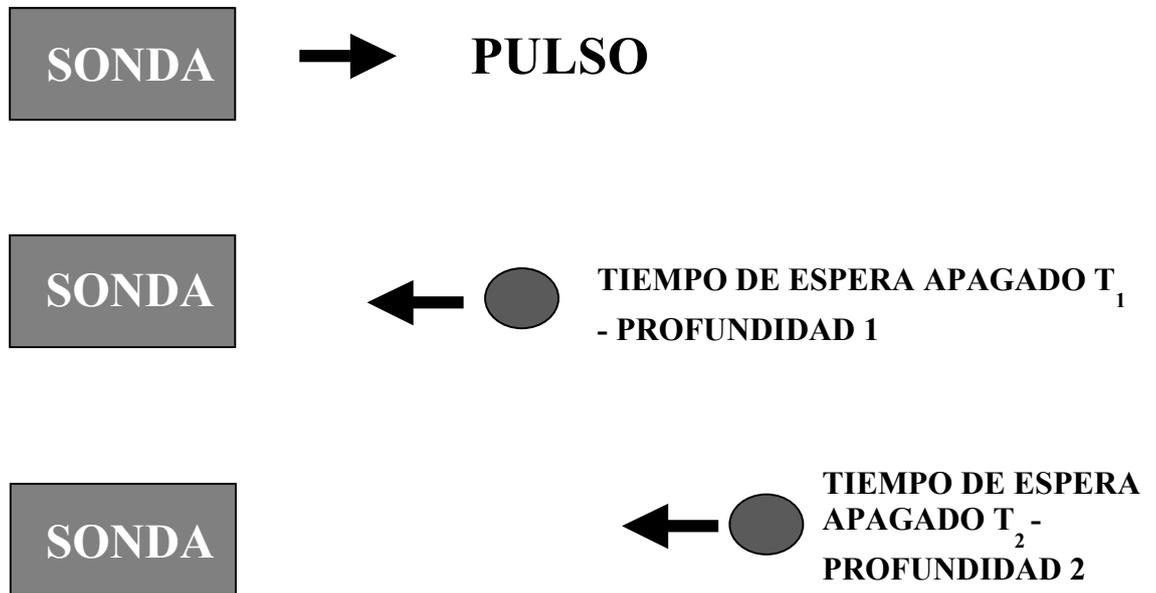
EN EL DOPPLER ESPECTRAL (DENOMINADO PULSADO EN ALGUNOS EQUIPOS) LOS CURSORES QUE INDICAN LA MUESTRA QUE SE ANALIZA SE COLOCAN DENTRO DEL VASO Y AUNQUE LA MUESTRA (REGIÓN DE INTERÉS) PARECE UNA CAJA PLANA, HAY UNA TERCERA DIMENSIÓN DEBAJO Y ENCIMA DEL PLANO DE LA IMAGEN QUE PUEDE TENER HASTA 1cm DE ANCHO, DEPENDIENDO DE LA FRECUENCIA DE LA SONDA Y LA PROFUNDIDAD DE LA MUESTRA.



Dr. E Cerezo

MECANISMO DE POSICIONAR LA MUESTRA

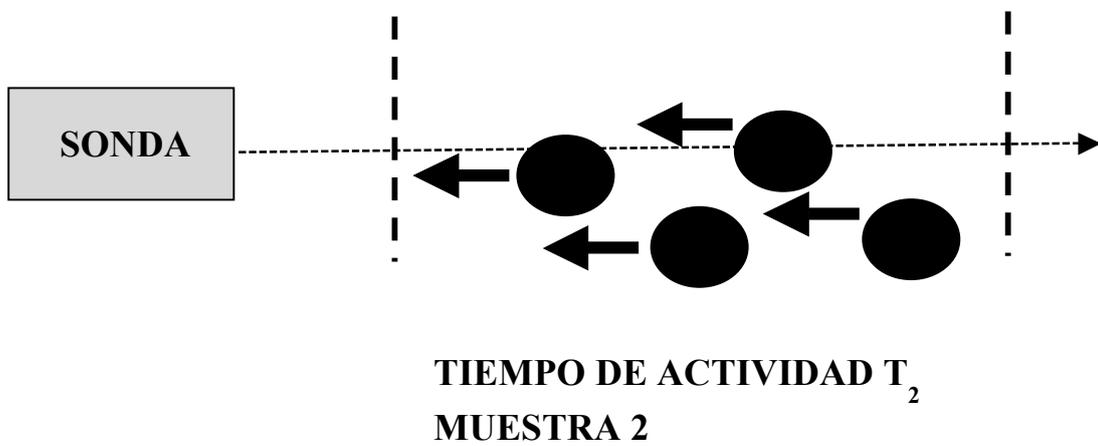
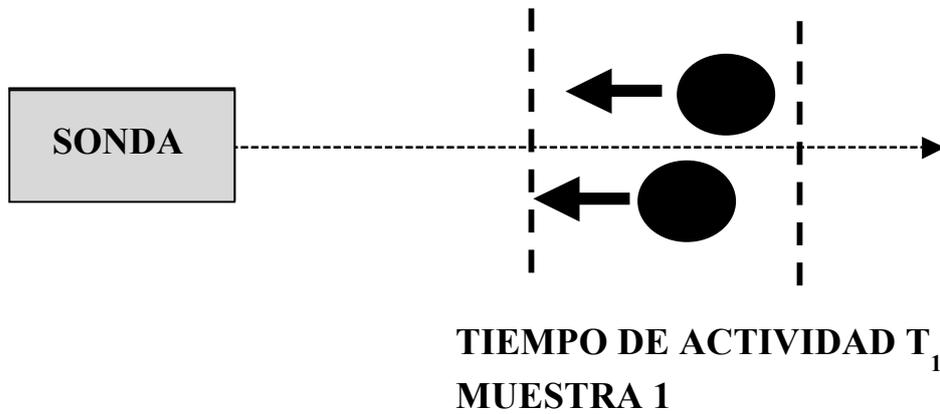
EN EL DOPPLER PULSADO SEGÚN LA DURACIÓN DEL TIEMPO DE APAGADO DE LA SONDA, ANTES DE LA RECEPCION DEL ECO, ESTIMAMOS LA DISTANCIA A LA QUE SE ESTAN ANALIZANDO LOS ECOS, POSICIÓN DE LA MUESTRA O REGIÓN DE INTERÉS.



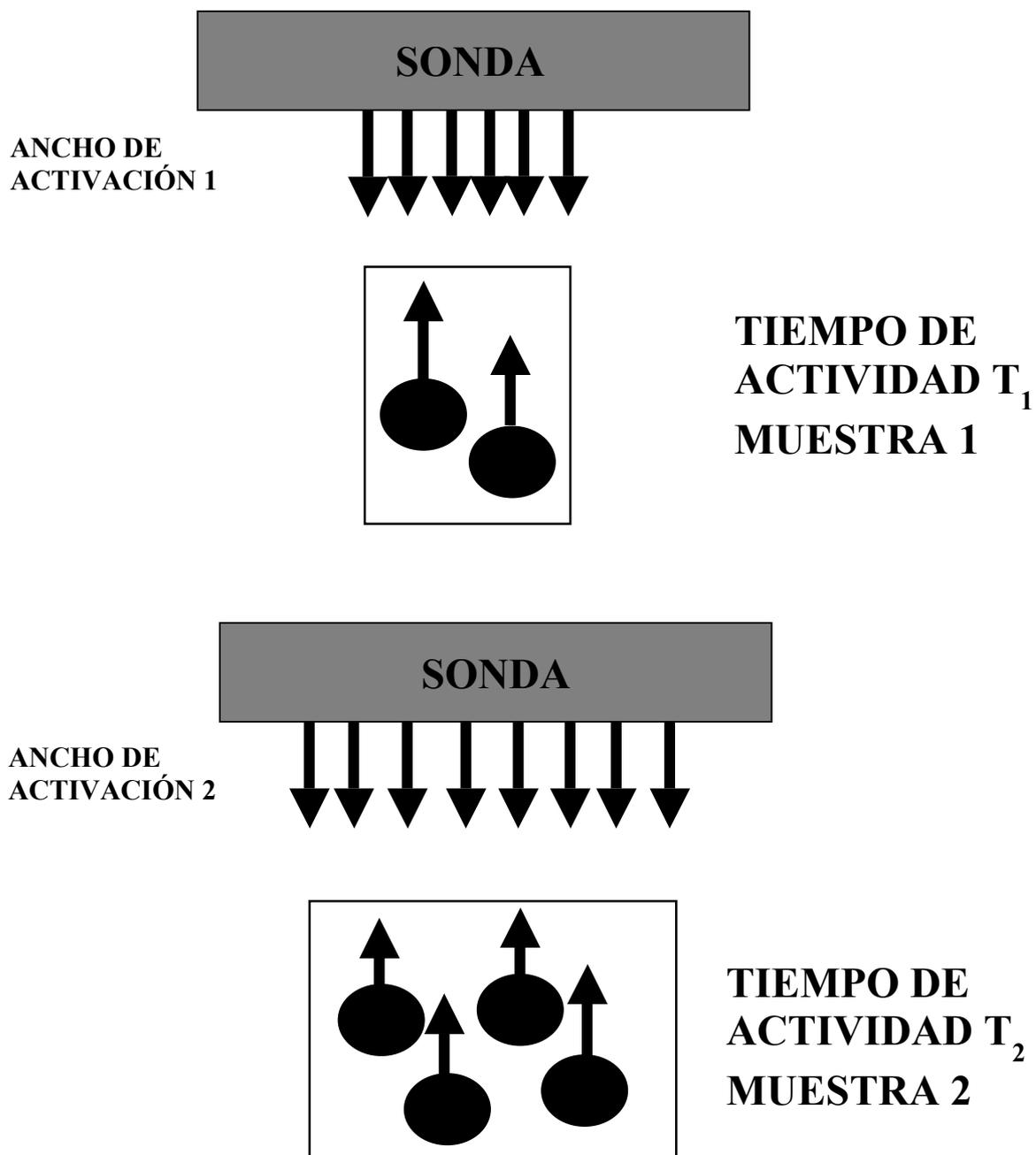
Dr. E Cerezo

MECANISMO DE TAMAÑO DE LA MUESTRA

EN EL DOPPLER PULSADO SEGÚN EL TIEMPO DE ACTIVIDAD DE RECEPCION DEL ECO, ESTIMAMOS LA DISTANCIA EN LA QUE SE ESTAN ANALIZANDO LOS ECOS: TAMAÑO DE LA MUESTRA O REGIÓN DE INTERÉS Y SEGÚN SU DURACION SU TAMAÑO.



REGIÓN DE INTERÉS (ROI)



Dr. E Cerezo

POR TANTO, SE PUEDE VARIAR LA POSICIÓN Y EL TAMAÑO DE LA MUESTRA O DE LA REGIÓN DE INTERÉS EN EL DOPPLER PULSADO.

POSICIONAMIENTO DE LA MUESTRA

EL VOLUMEN DE MUESTRA IDEAL EN EL TRABAJO HABITUAL DEBE DE ABARCAR EL CENTRO DEL VASO Y 2/3 DE SU GROSOR, TRATANDO DE EVITAR EN LO POSIBLE LAS ZONAS PRÓXIMAS A LA PARED DEL VASO DONDE LAS VELOCIDADES SON MUCHO MENORES Y, POR TANTO, NO REPRESENTATIVAS.

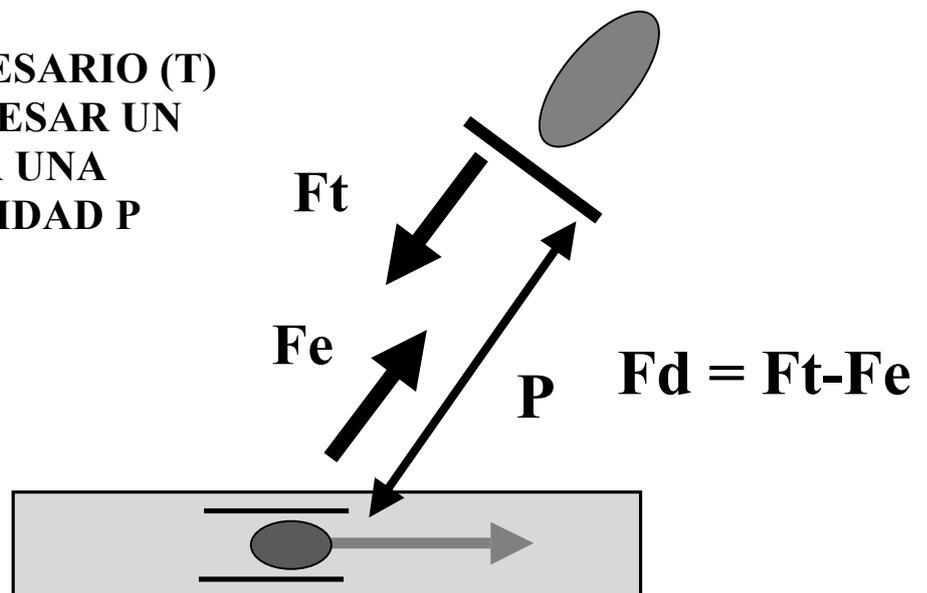
TAMAÑO DE LA REGIÓN DE INTERÉS (ROI)

EL TAMAÑO DE LA REGIÓN DE INTERÉS IDEAL DEBE DE SER EL MENOR POSIBLE Y, SOBRE TODO, LO MENOS ANCHO POSIBLE PARA QUE LA DETECCIÓN DE FLUJO SEA ÓPTIMA.

LIMITACIÓN DE LA PRF EN FUNCIÓN DE LA PROFUNDIDAD, LIMITACIÓN DE NYQUISTS EN EL DOPPLE PULSADO

DADO QUE EN EL DOPPLER PULSADO EL SONIDO Y SU ECO HAN DE TRANSITAR DESDE LA SONDA A LOS REFLECTORES Y DE ÉSTOS A LA SONDA DE NUEVO, ESE TIEMPO ES IMPEDIMENTO PARA QUE SE PUEDA EMITIR OTRO PULSO DE ECOS.

**TIEMPO NECESARIO (T)
PARA PROCESAR UN
PULSO A UNA
PROFUNDIDAD P**



Dr. E Cerezo

$$V = E/T, T = E/V = 2P/C; T = 2P/1500 \text{ (seg)}$$

POR TANTO, EL TIEMPO ENTRE DOS PULSOS NO PUEDE SER MENOR DE $2P/1500\text{seg}$, ES DECIR, HAY UN LÍMITE A LA PRF EN FUNCIÓN DE LA PROFUNDIDAD DE LA MUESTRA O ROI: LIMITACIÓN DE NYQUIST.

MODOS DEL DOPPLER

LAS DIFERENTES FORMAS DE EXPRESAR LA FRECUENCIA DOPPLER SE DENOMINAN MODOS DEL DOPPLER.

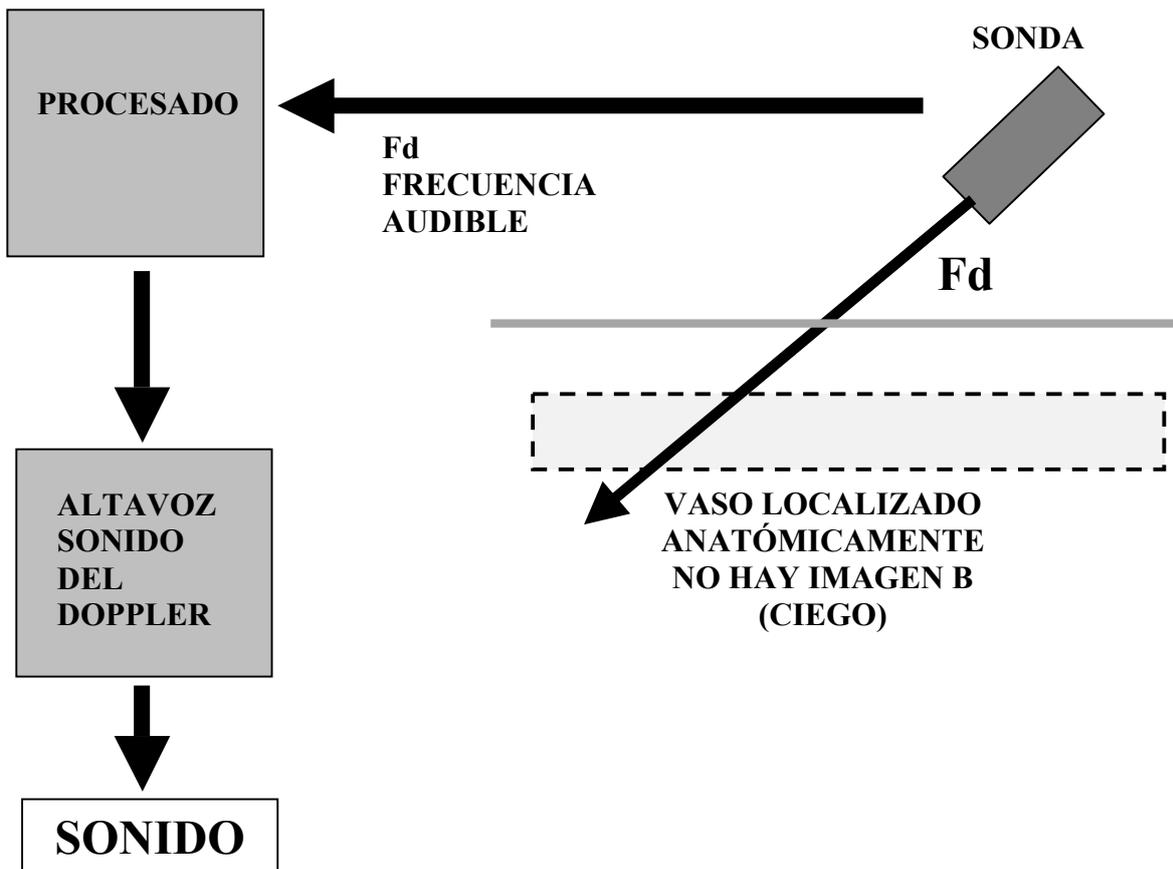
EQUIVALE A LOS DIFERENTES SOPORTES CON LOS QUE PODEMOS ESCUCHAR MÚSICA (VINILO, CASSETE, CD, MP3...).

SON:

- 1.- DOPPLER CIEGO DE SONIDO.
- 2.- DOPPLER CIEGO CON ANÁLISIS ESPECTRAL.
- 3.- MODO B TIEMPO REAL CON DOPPLER CON ANÁLISIS ESPECTRAL Y SONIDO O DOPPLER DUPLEX.
- 4.- ECO DOPPLER COLOR.
- 5.- ECO DOPPLER TRIPLEX (3 MÁX DOPPLER COLOR).
- 6.- ECO DOPPLER DE POTENCIA O POWER DOPPLER O ANGIODOPPLER.

DOPPLER CIEGO

INSONAMOS UN VASO SIN VERLO Y OÍMOS O REGISTRAMOS SU F_d PORQUE F_d ESTÁ EN EL RANGO DE LAS FRECUENCIAS AUDIBLES.

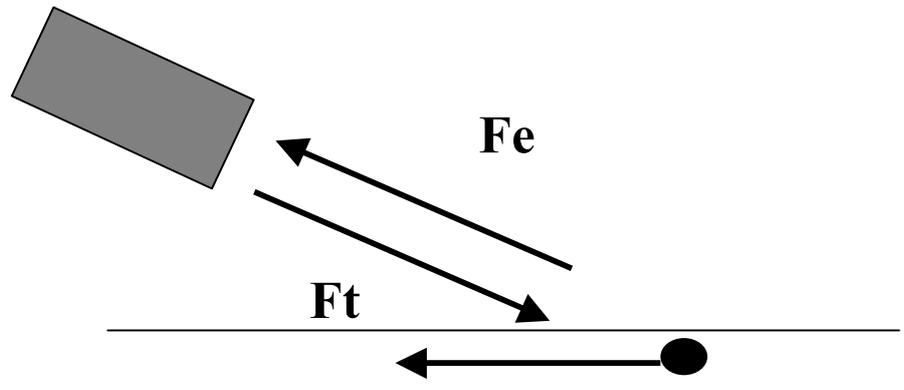


DOPPLER CON ANALISIS ESPECTRAL

MEDIANTE EL ESTUDIO GRÁFICO DE LOS CAMBIOS DE FD, ESPECTRO, PODEMOS SABER MÁS COSAS DEL FLUJO INTRAVASCULAR.

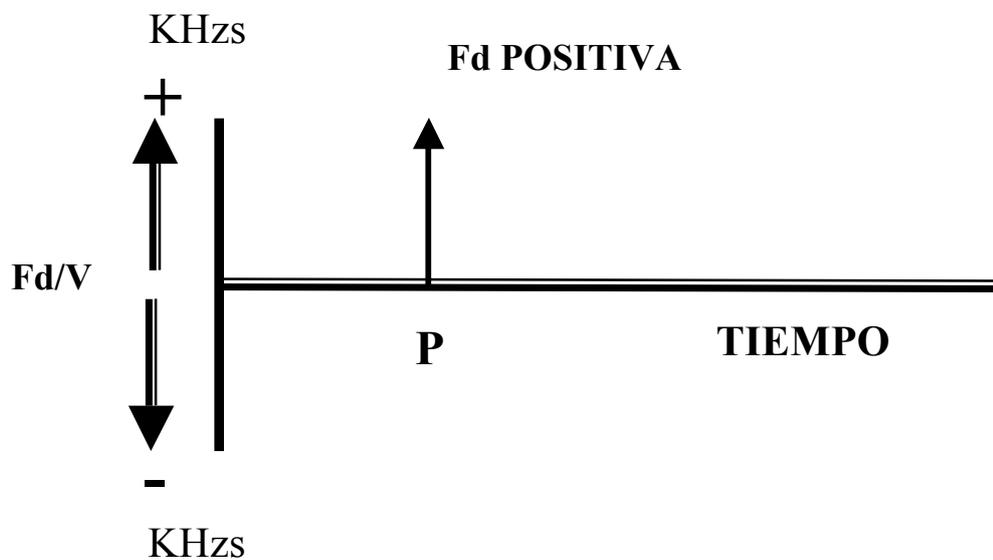
SABEMOS

SI EL FLUJO SE ACERCA A LA SONDA



Dr. E Cerezo

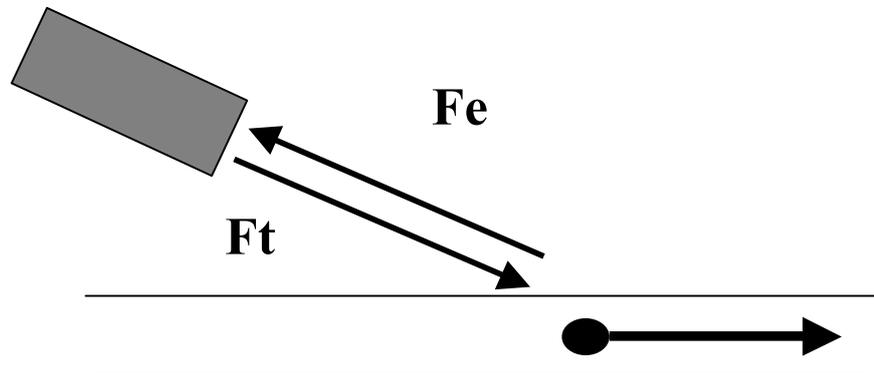
PODEMOS LLEVARLOS UN GRÁFICO DE PAPEL O ELECTRÓNICO, PANTALLA DE UN MONITOR.



Dr. E Cerezo

SABEMOS

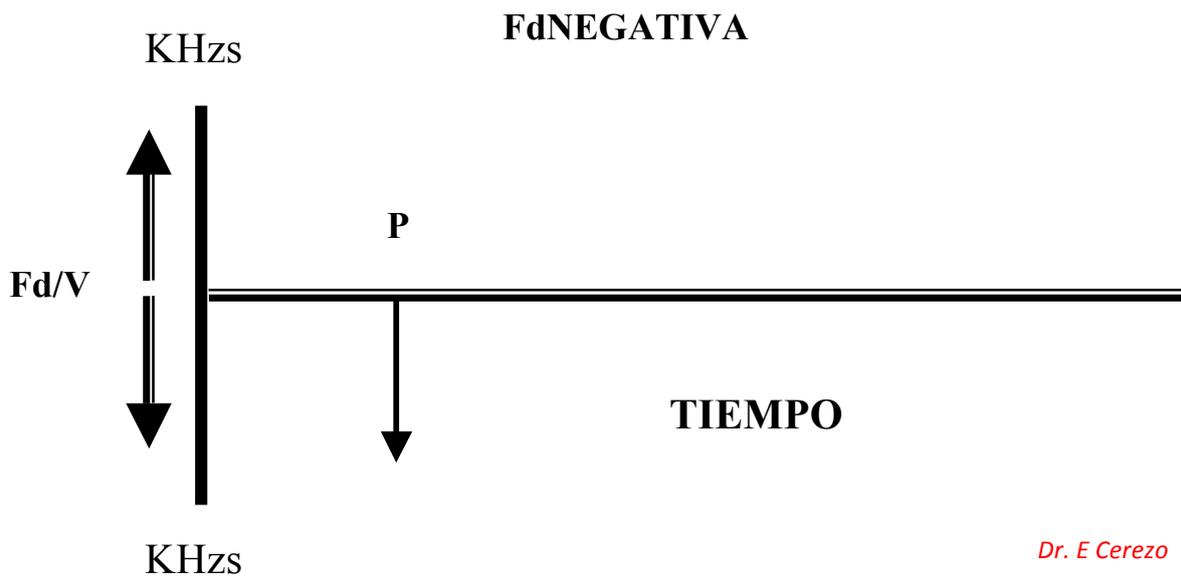
SI EL FLUJO SE ALEJA DE LA SONDA



Dr. E Cerezo

FRECUENCIA ECO < FRECUENCIA DE TRASMISIÓN
Fd NEGATIVA (Hrzs)

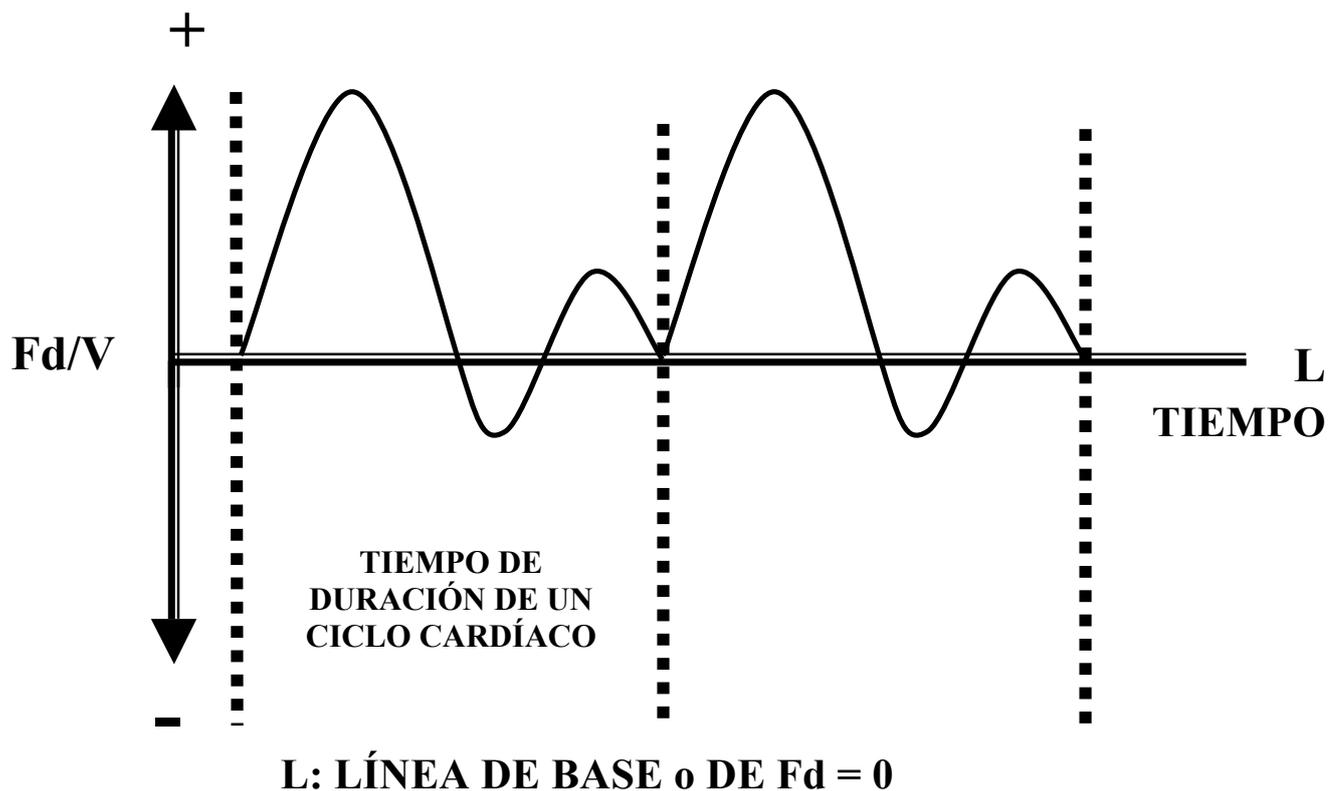
PODEMOS LLEVARLOS UN GRÁFICO DE PAPEL O ELECTRÓNICO, PANTALLA DE UN MONITOR.



Dr. E Cerezo

DE ESTA FORMA CON LOS VALORES DE Fd Y SUS SIGNOS SE CONTRUYE UNA CURVA A LO LARGO DEL TIEMPO QUE SE DENOMINA ESPECTRO Y A SU ESTUDIO, ANÁLISIS ESPECTRAL.

FORMACIÓN DEL ESPECTRO EN EL DOPPLER

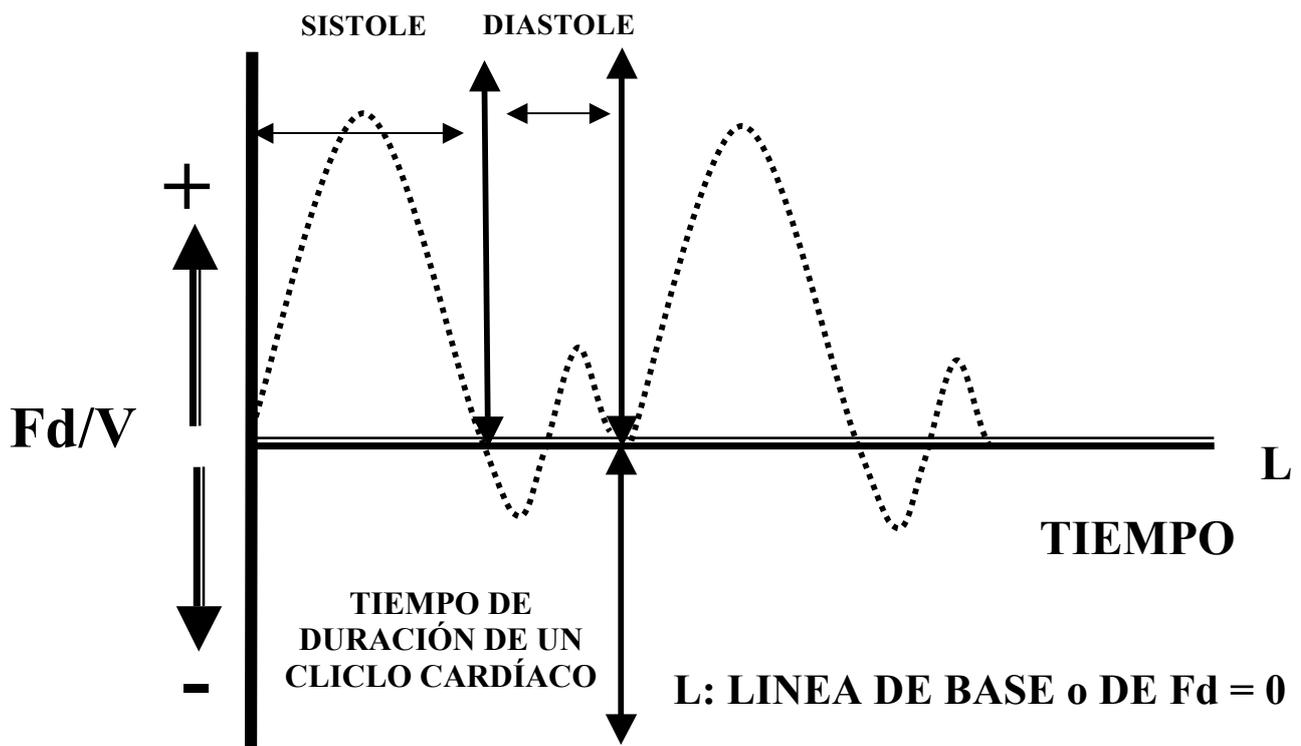
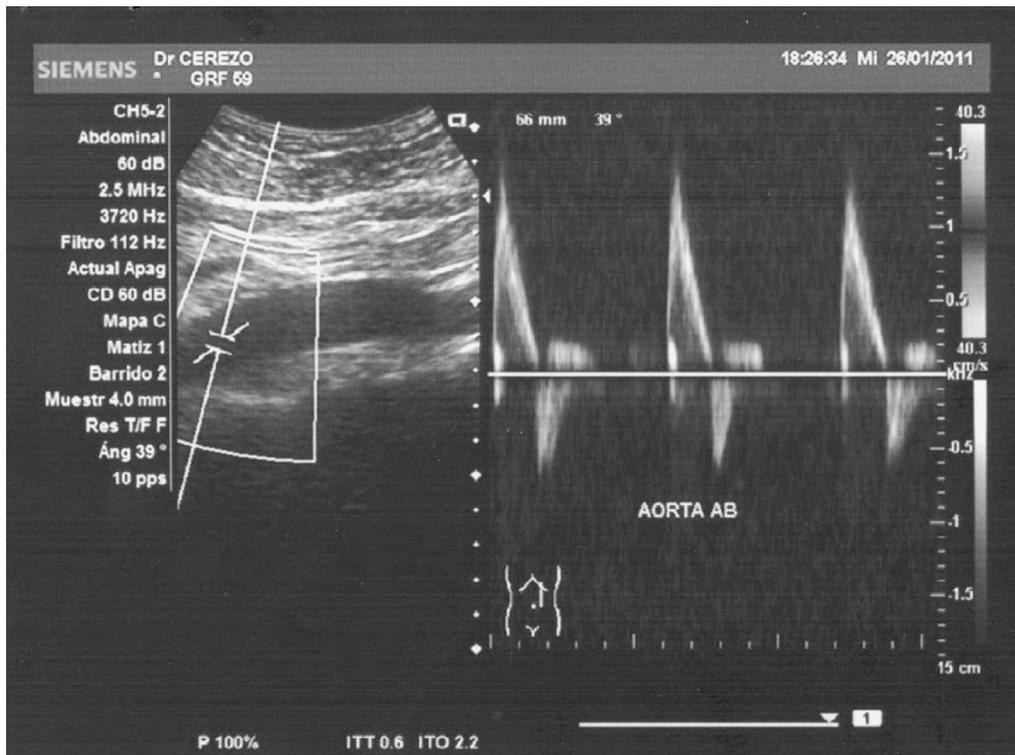


EL ANÁLISIS DE LAS FRECUENCIAS DEL ECO RECIBIDO PERMITE CONSTRUIR UNA CURVA DE FRECUENCIAS A LO LARGO DEL TIEMPO O TAMBIÉN UNA CURVA DE CAMBIO DE VELOCIDAD DE FLUJO A LO LARGO DEL TIEMPO, POR EJEMPLO DE UNO O VARIOS CICLOS CARDÍACOS.

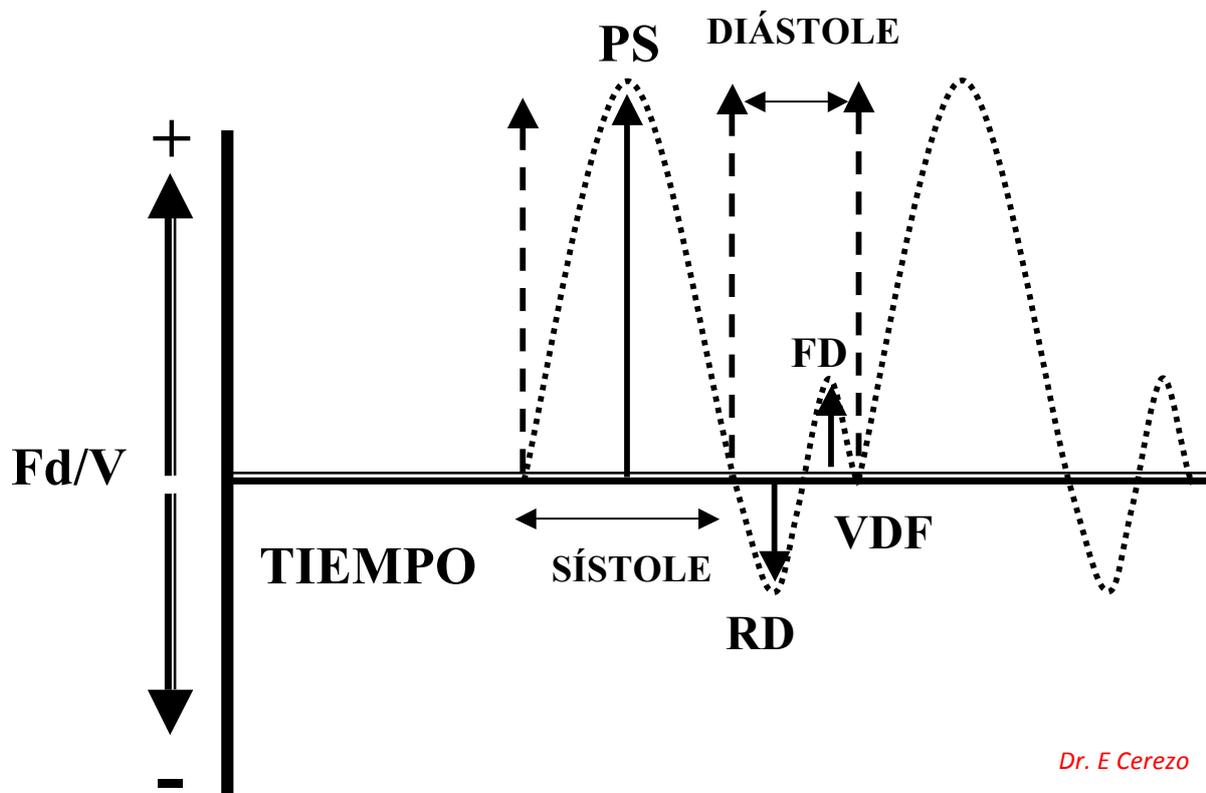
CADA TIPO DE VASO TIENE UNA CURVA DE FRECUENCIA DOPPLER/VELOCIDAD DIFERENTE SEGÚN SUS CARACTERÍSTICAS MORFOLÓGICAS Y FISIOLÓGICAS.

ARTERIAS ELÁSTICAS

AORTA ADOMINAL



Dr. E Cerezo



Dr. E Cerezo

VARIACIÓN DE LA VELOCIDAD DE LOS HEMATÍES EN UNA ARTERIA ELÁSTICA: AORTA

PARÁMETROS:

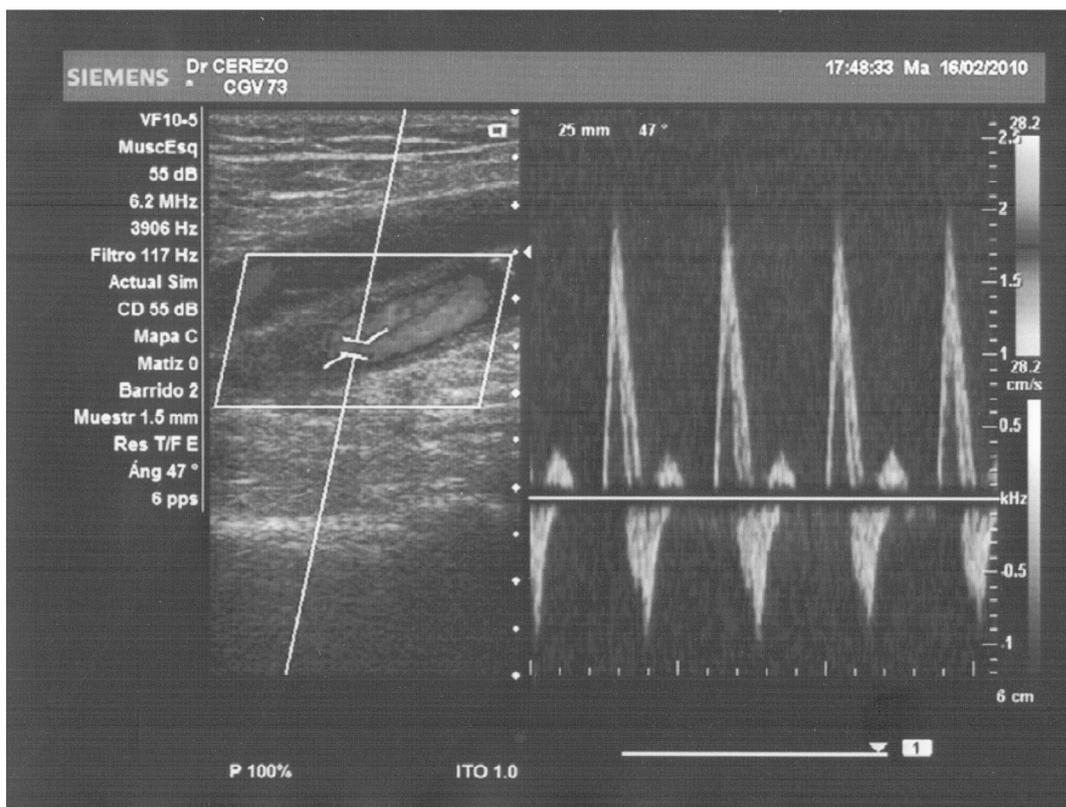
PS: PICOSISTÓLICO

RD: REFLUJO DIASTÓLICO

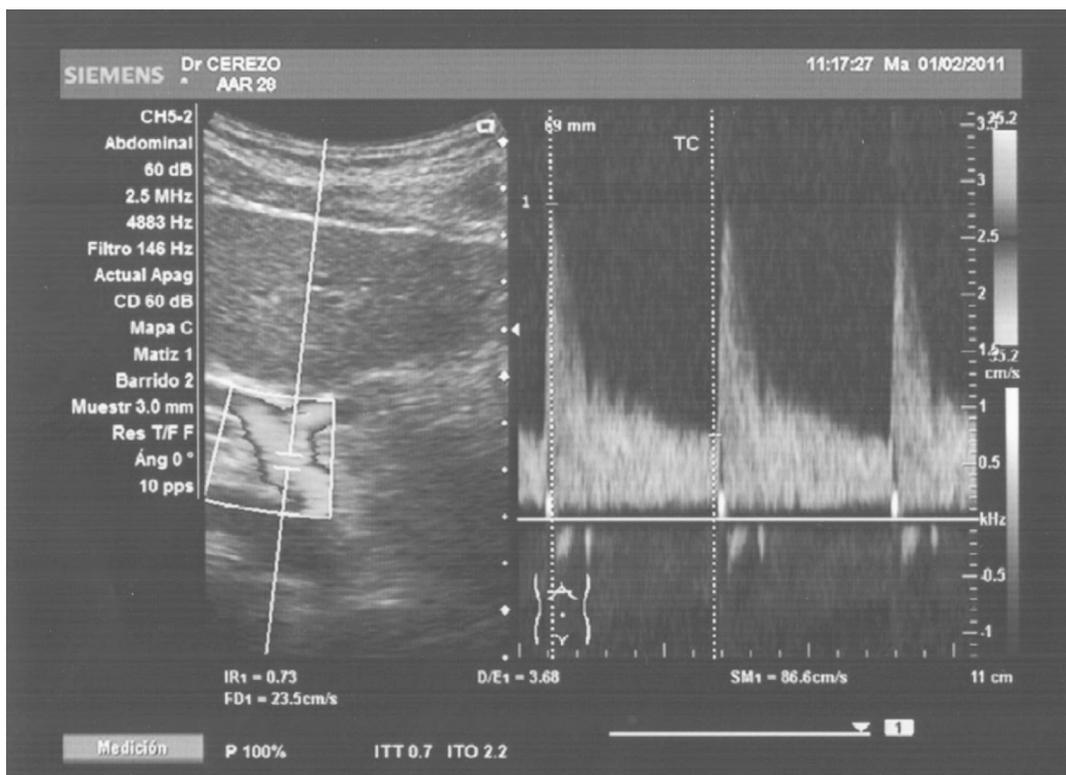
FD: FLUJO DIASTÓLICO

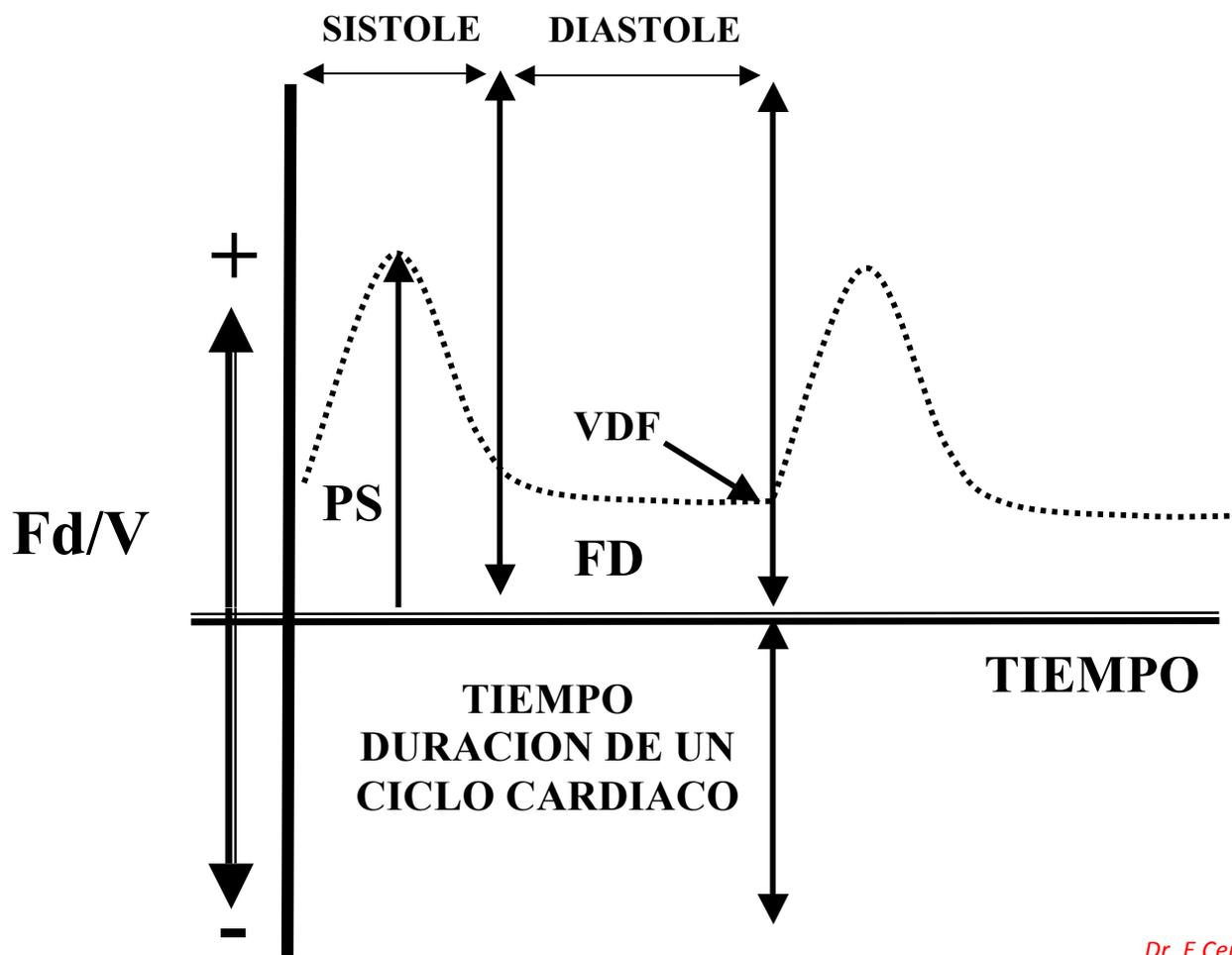
VDF: VELOCIDAD DIASTÓLICA FINAL

ARTERIA POPLÍTEA



ARTERIA VISCERAL: TRONCO CELÍACO





Dr. E Cerezo

L: LÍNEA DE BASE o DE $F_d = 0$

VARIACIÓN DE LA VELOCIDAD DE LOS HEMATÍES EN UNA ARTERIA VISCERAL DE BAJA RESISTENCIA

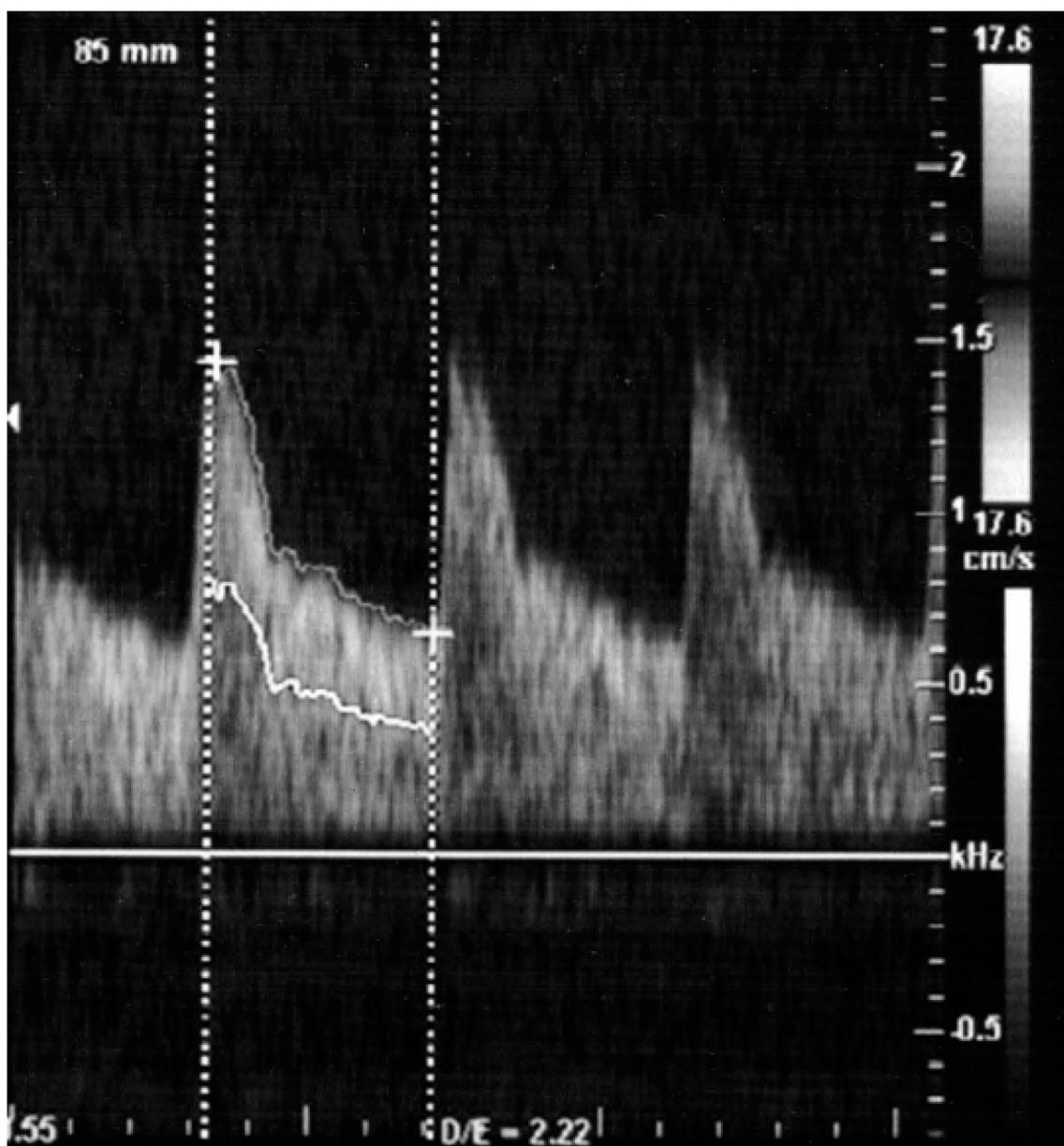
PARÁMETROS:

PS: PICO SISTÓLICO

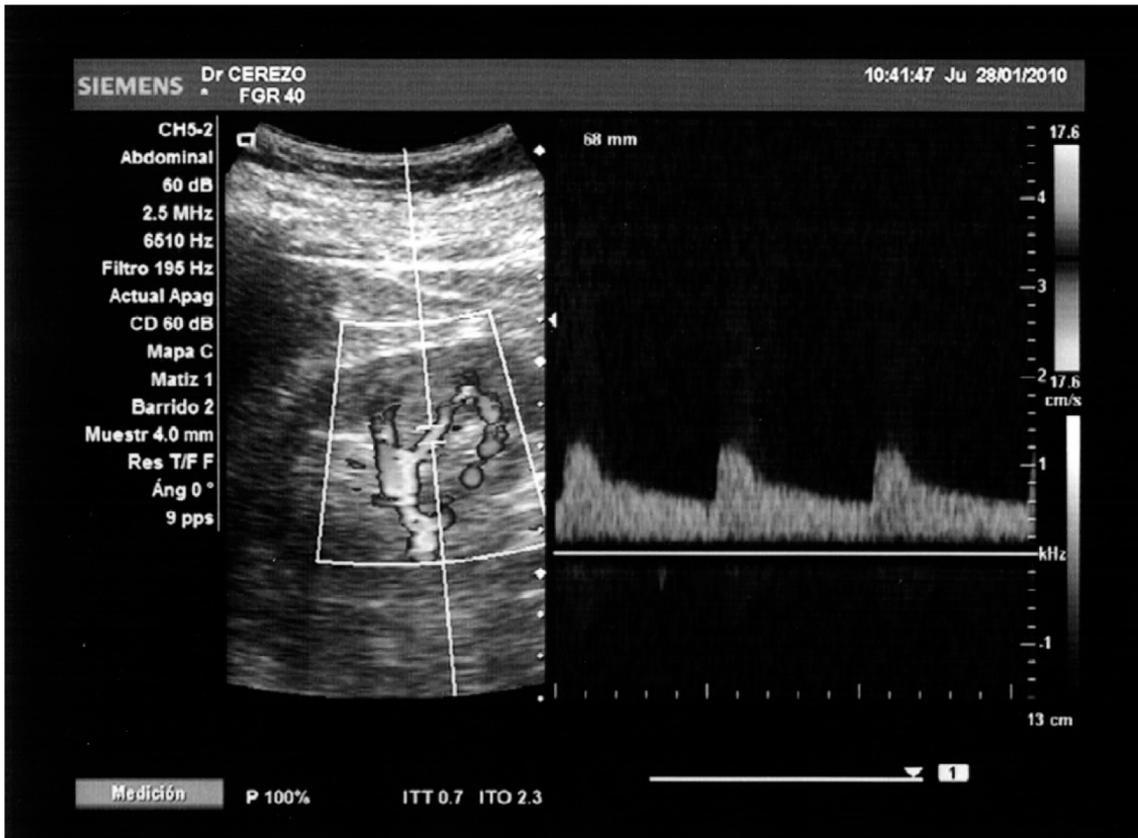
FD: FLUJO DIASTÓLICO

VDF: VELOCIDAD DIASTÓLICA FINAL

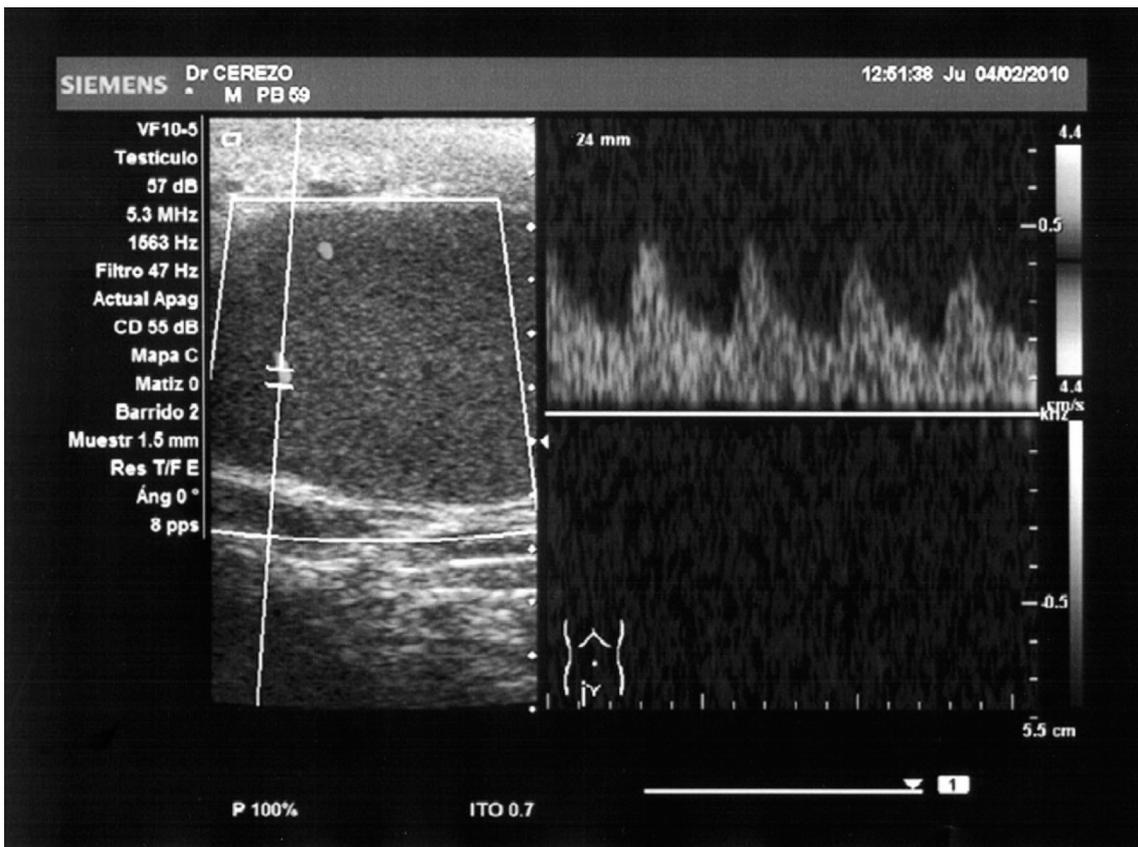
ARTERIA VISCERAL: ARTERIA CARÓTIDA INTERNA



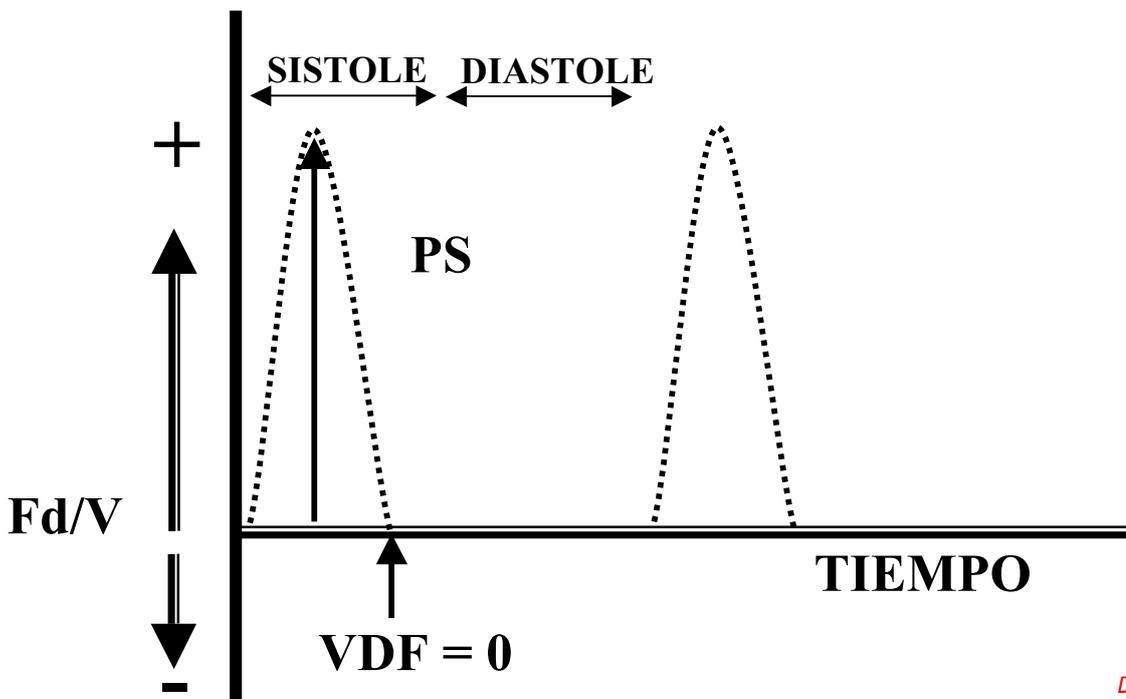
ARTERIA VISCERAL: ARTERIA INTERLOBAR RENAL



ARTERIOLA PARENQUIMATOSA TESTICULAR



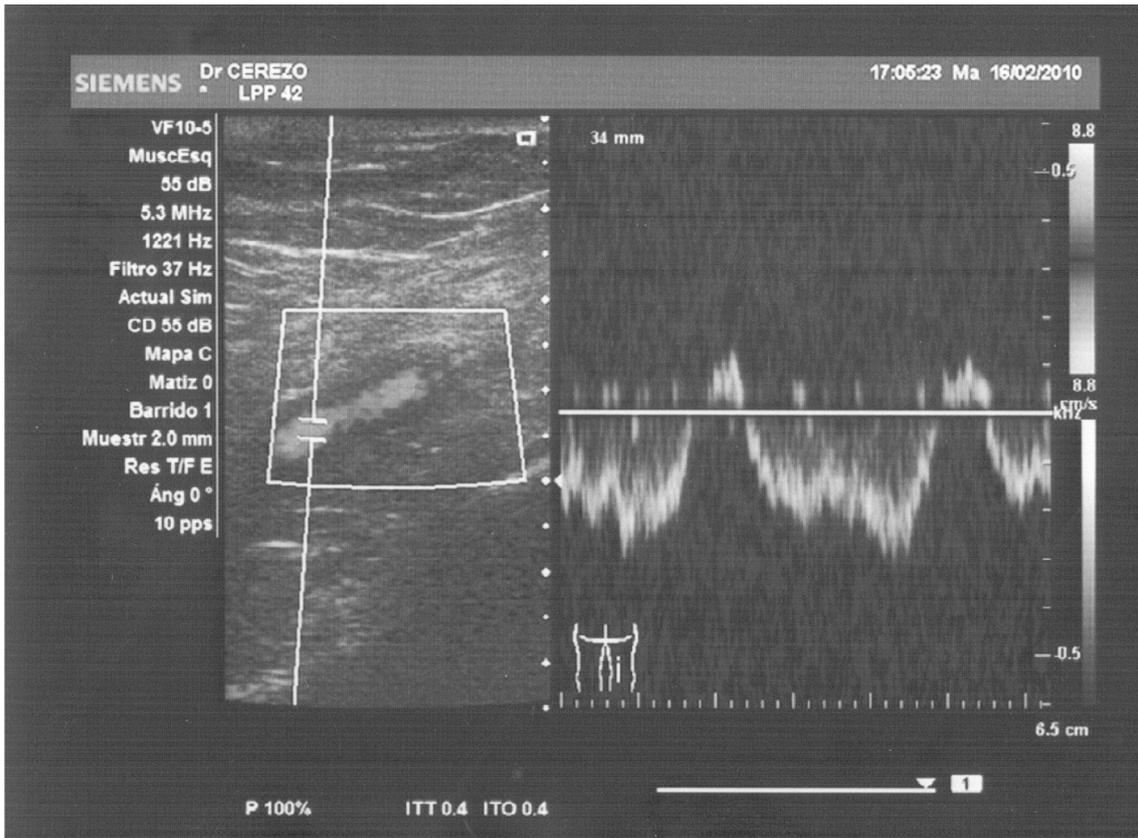
ARTERIA MUSCULAR DE ALTA RESISTENCIA EN LA MANO



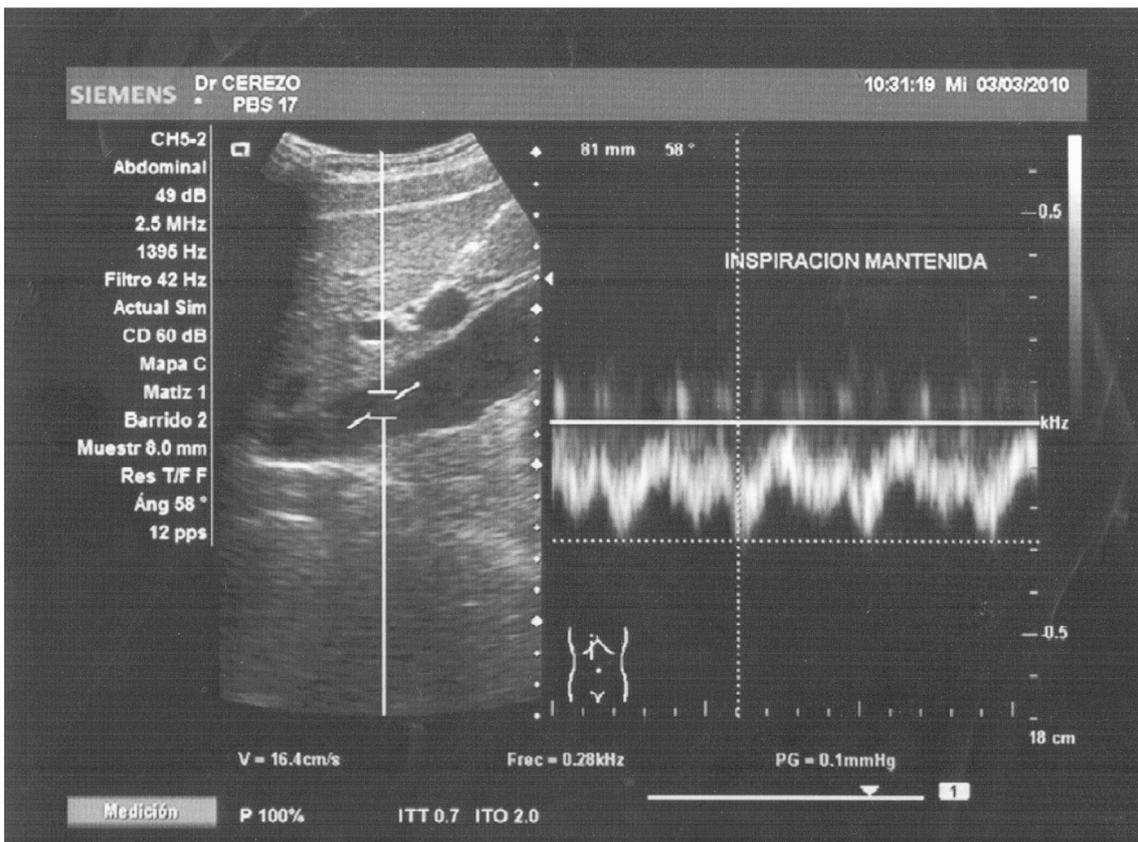
Dr. E Cerezo

VARIACION DE LA VELOCIDAD DE LOS HEMATÍES EN UNA ARTERIA MUSCULAR DE ALTA RESISTENCIA

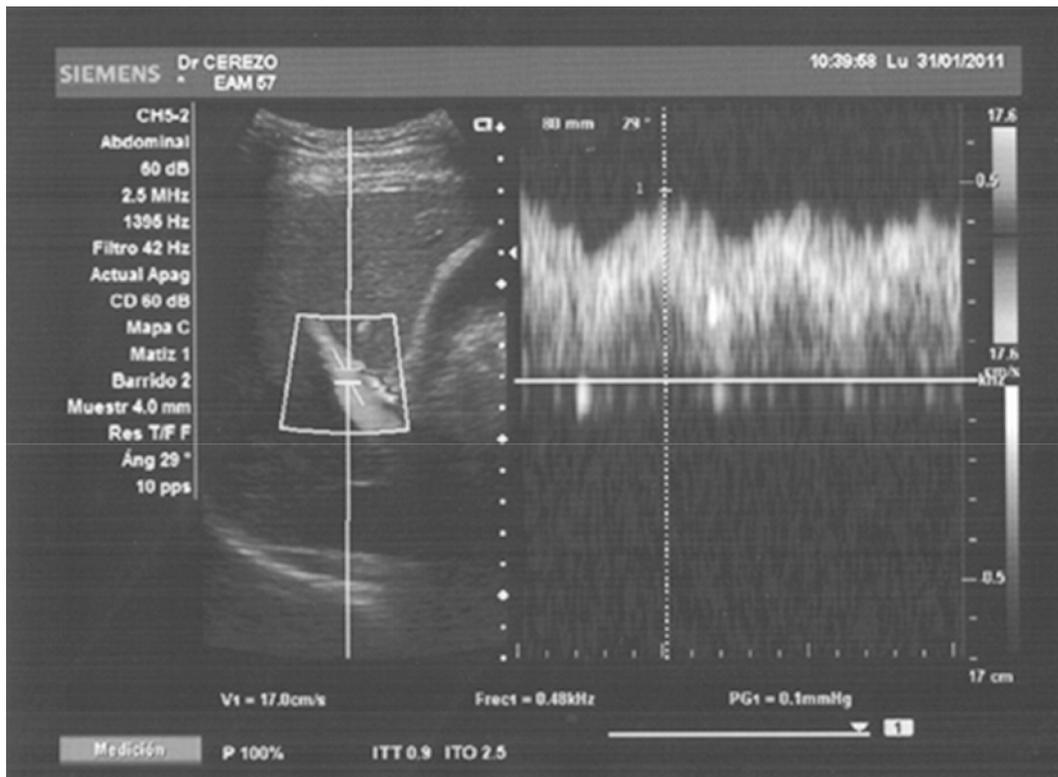
VENA POPLÍTEA



VENA CAVA INFERIOR



VENA PORTA



PARÁMETROS E ÍNDICES DEL FLUJO

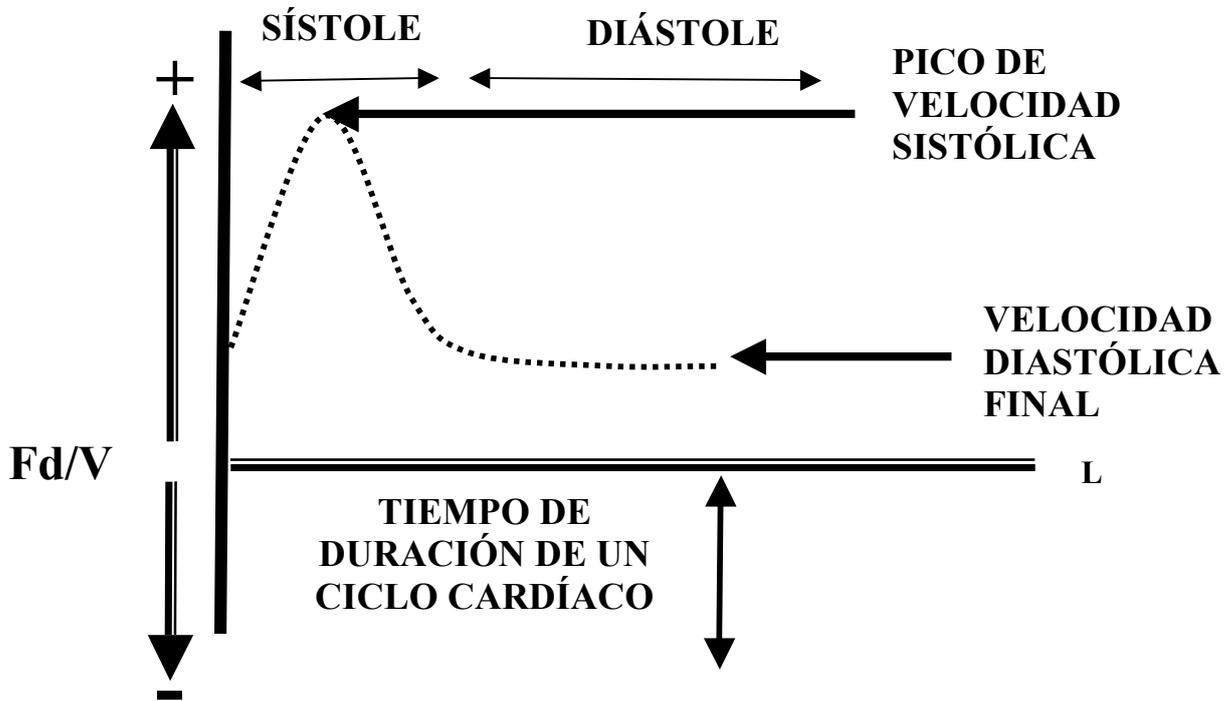
SEGÚN LAS CARACTERÍSTICAS DEL TIPO DE VELOCIDAD DE FLUJO DEL VASO SE PUEDEN DEFINIR ALGUNOS PARÁMETROS E ÍNDICES.

VELOCIDAD PICO SISTÓLICA

LA MAYOR VELOCIDAD EN LA SÍSTOLE.

VELOCIDAD DIASTÓLICA FINAL

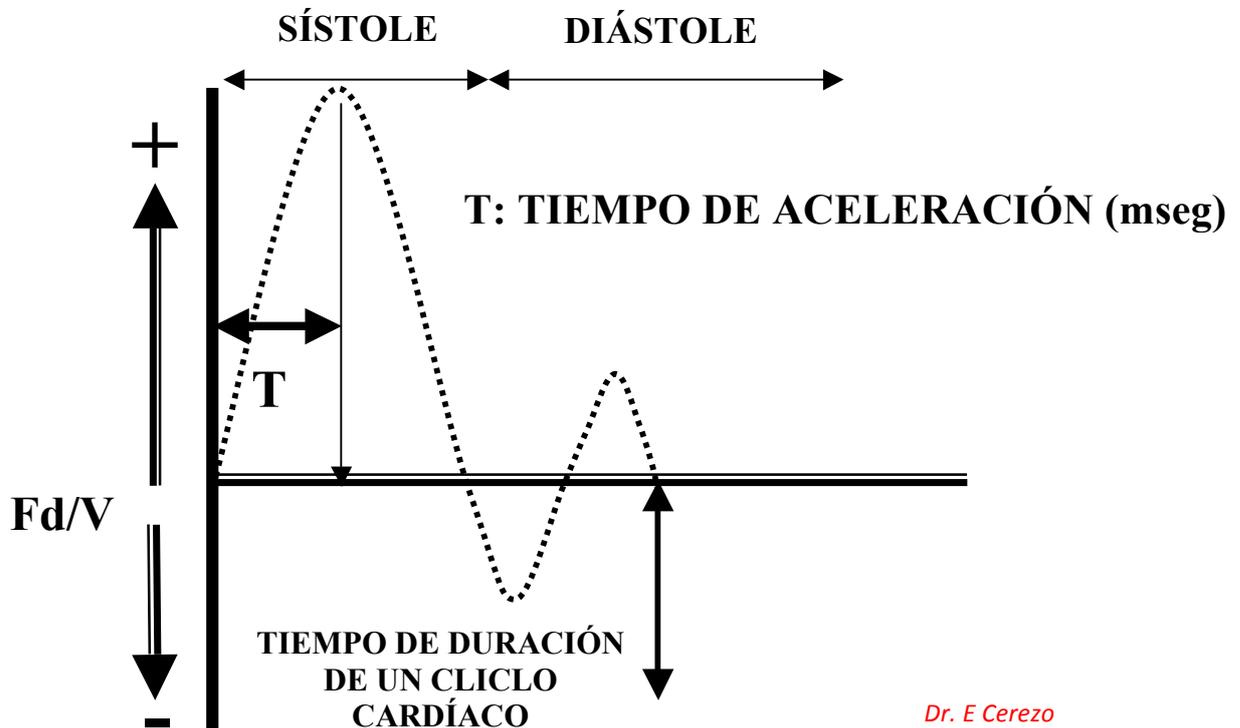
VARIACION DE LA VELOCIDAD DE LOS HEMATIES EN UNA ARTERIA VISCERAL DE BAJA RESISTENCIA



Dr. E Cerezo

TIEMPO DE ACELERACIÓN

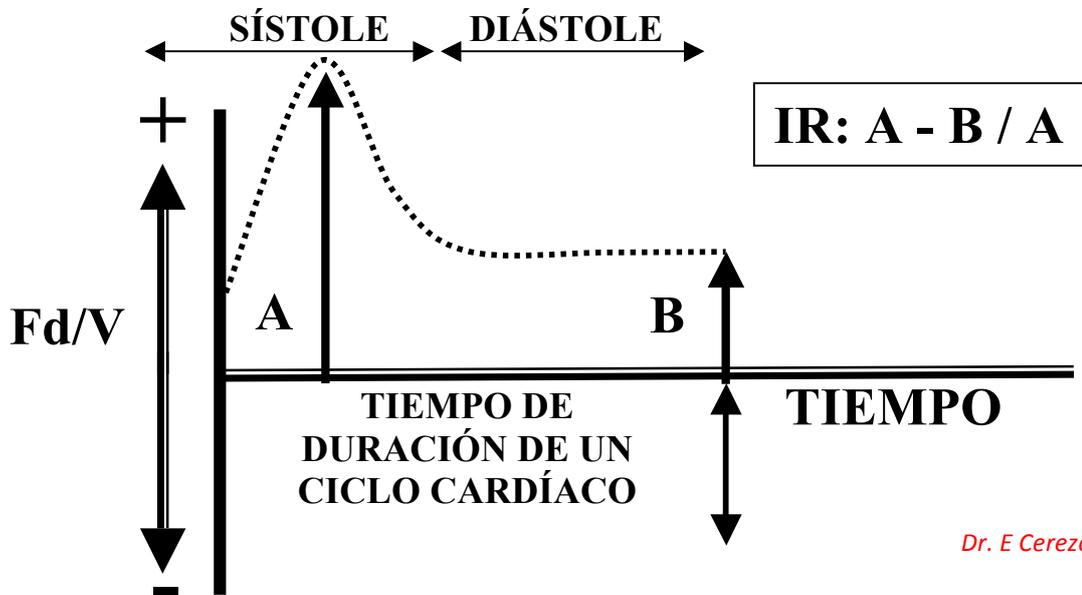
ES EL TIEMPO QUE TARDA EN ALCANZARSE LA VELOCIDAD PICO SISTÓLICA



Dr. E Cerezo

ÍNDICE DE RESISTENCIA DE POURCELOT (IR)

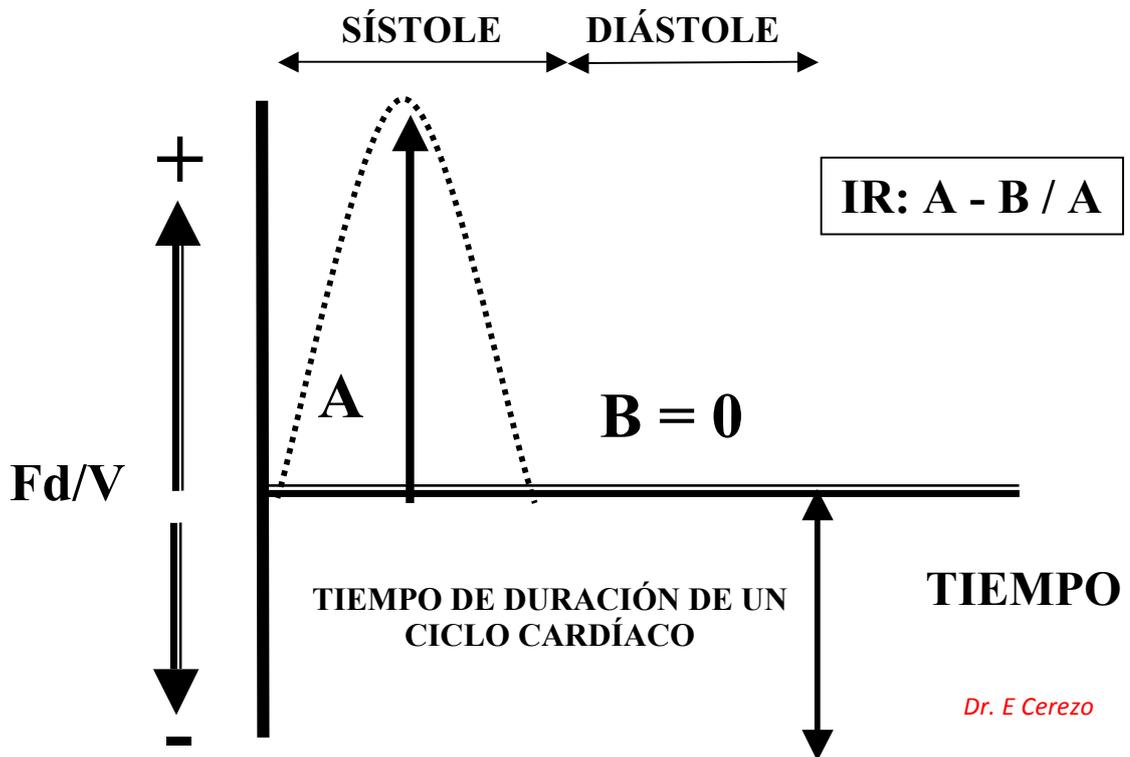
ES LA VELOCIDAD PICO SISTÓLICA MENUS LA VELOCIDAD DIASTÓLICA FINAL DIVIDIDO POR LA VELOCIDAD PICO SISTÓLICA.



Dr. E Cerezo

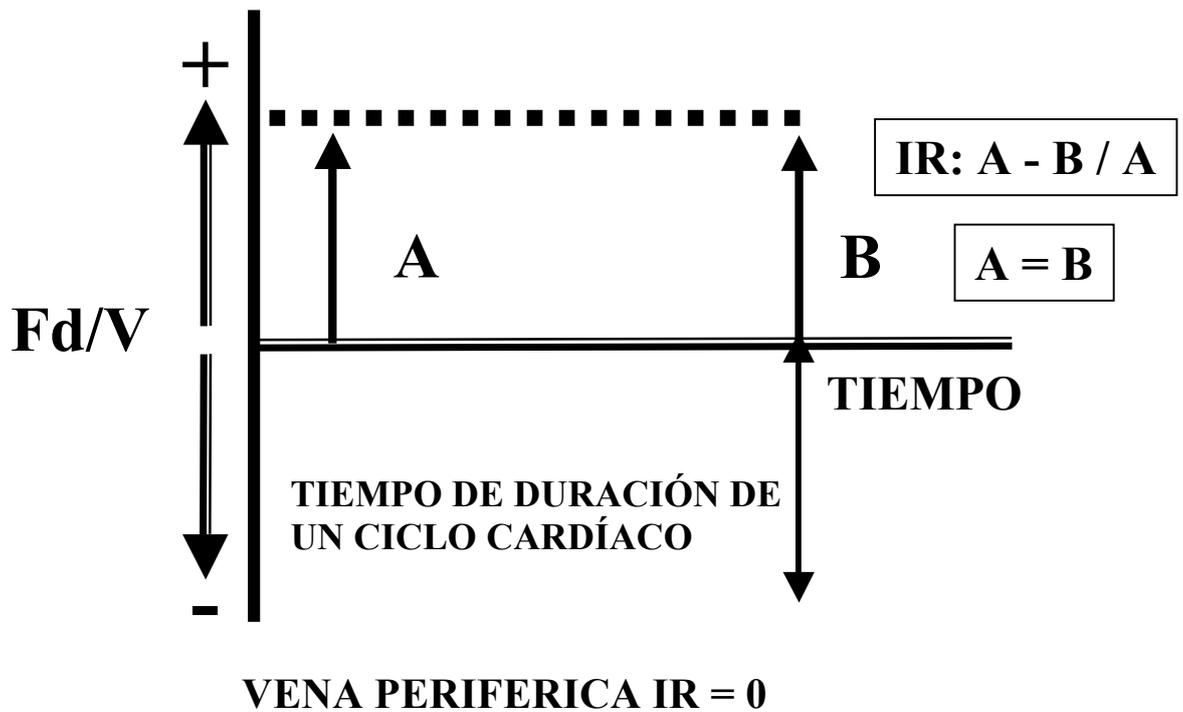
ARTERIA DE BAJA RESISTENCIA 0,5

VARIACIÓN DE LA VELOCIDAD DE LOS HEMATÍES EN UNA ARTERIA VISCERAL DE BAJA RESISTENCIA



Dr. E Cerezo

ARTERIA DE ALTA RESISTENCIA IR = 1



VARIACIÓN DEL ÍNDICE DE RESISTENCIA DE POURCELOT

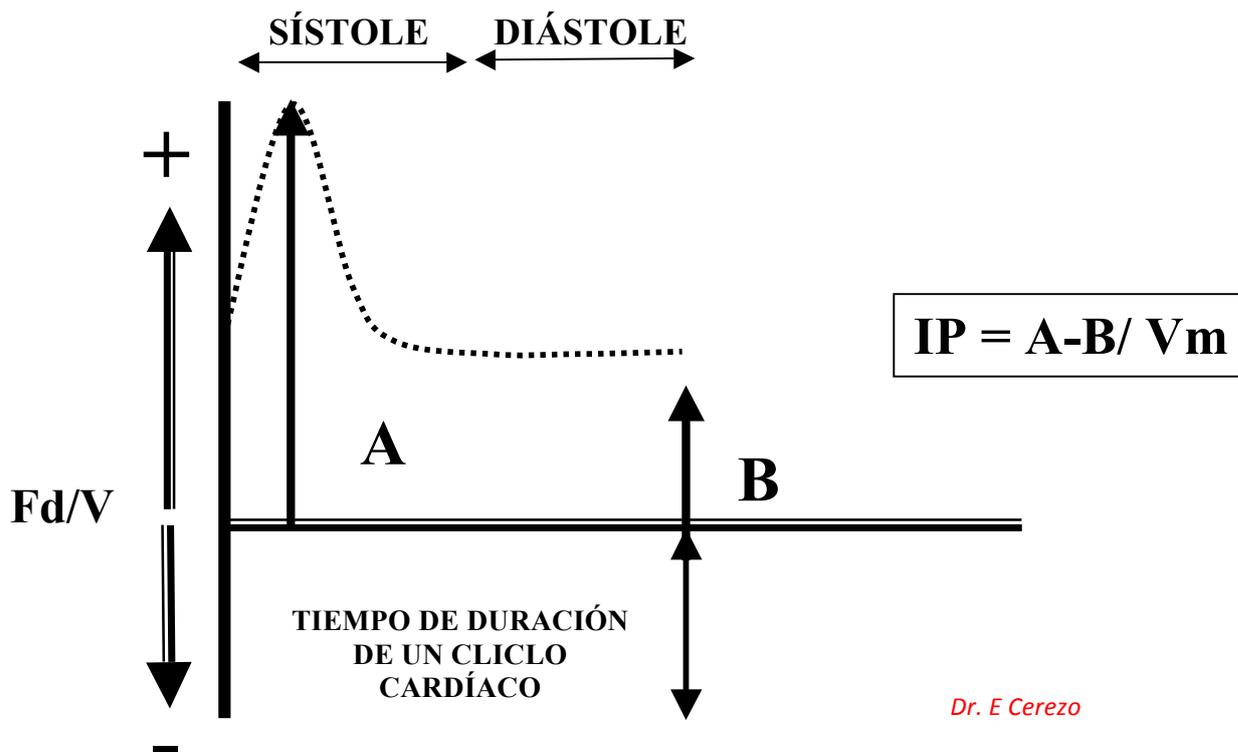
VARIACIÓN DEL ÍNDICE DE RESISTENCIA

.....0.....0,5.....1

BAJA RESISTENCIA RESISTENCIA MEDIA ALTA RESISTENCIA

ÍNDICE DE PULSATIBILIDAD (IP)

ES EL RESULTADO DE RESTAR A LA VELOCIDAD PICO SISTÓLICA LA VELOCIDAD DIASTÓLICA FINAL, TODO ELLO DIVIDIDO POR LA VELOCIDAD MEDIA EN UN CICLO CARDÍACO.



VELOCIDADES DE FLUJO Y FRECUENCIAS DOPPLER (FD)

EL DOPPLER CALCULA FRECUENCIAS DOPPLER (Hrzs), PARA PASARLAS A VELOCIDAD (cm/seg). ES PRECISO PROPORCIONAR A LA MÁQUINA EL ÁNGULO DE INSONACIÓN, LO CUAL SE HACE SACANDO EL ÁNGULO DE LA DIRECCIÓN DEL VASO EN EL PUNTO DE LA MUESTRA Y AUTOMÁTICAMENTE LA MÁQUINA NOS DA EL ÁNGULO DE INSONACIÓN. DESPUÉS COLOCAMOS LOS CALIBRADORES SOBRE EL PUNTO DEL ESPECTRO CUYA VELOCIDAD NOS INTERESA MEDIR.

SI NO NECESITAMOS SABER EL VALOR DE LA VELOCIDAD NOS PODEMOS MANEJAR SÓLO CON LA CURVA DE FRECUENCIAS DOPPLER.

TIPOS DE FLUJOS Y SUS ESPECTROS

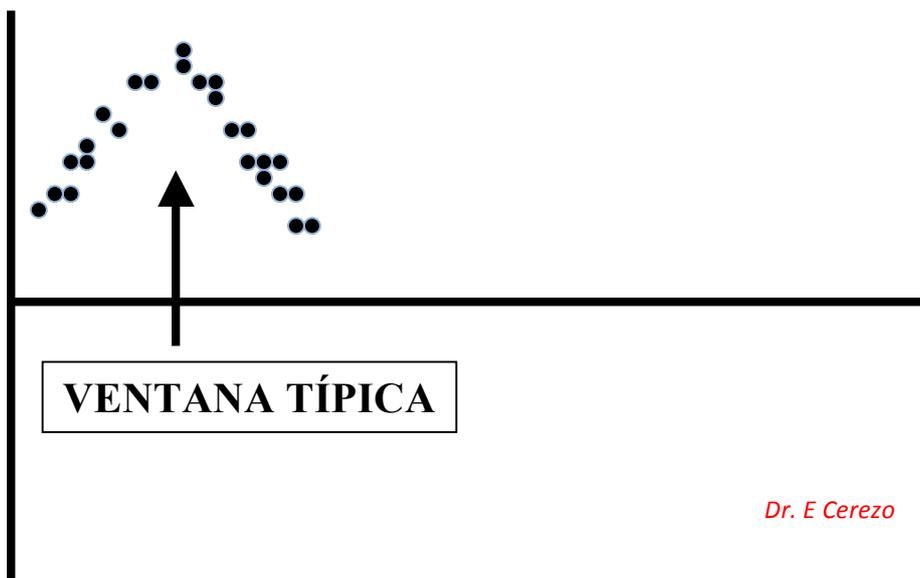
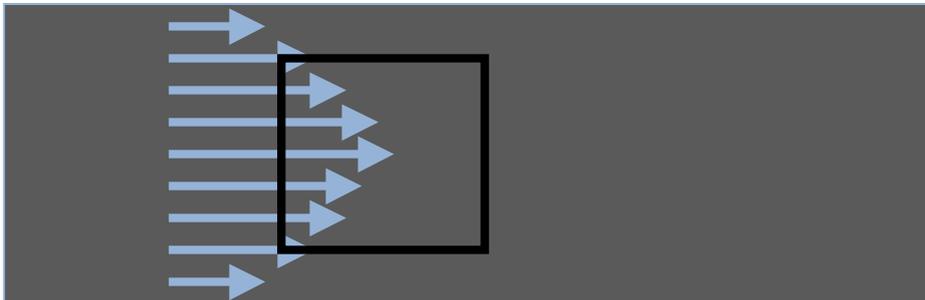
TAMBIÉN PODEMOS ESTIMAR ALGUNA OTRA CARACTERÍSTICA DEL FLUJO.

- LAMINAR
- TURBULENTO

LAMINAR

EN UN FLUJO LAMINAR, LAS LÁMINAS DE FLUJO VAN PARALELAS A LAS PAREDES DEL VASO CON VELOCIDADES CRECIENTES DESDE LAS MISMAS AL CENTRO DE FORMA SIMÉTRICA Y ORDENADA. LO CUAL DA LUGAR A UN ESPECTRO DE VELOCIDADES AGRUPADAS A UNA CENTRAL CON POCAS DISPERSIÓN Y PRODUCCIÓN DE UNA VENTANA SIN VALORES DE VELOCIDAD.

VELOCIDADES DE FLUJO EN UN FLUJO LAMINAR

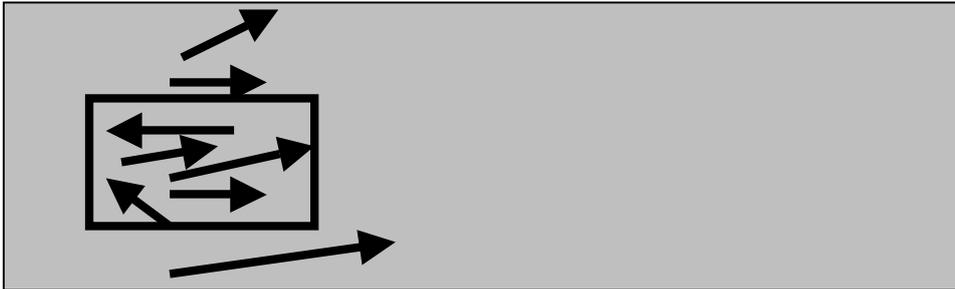


Dr. E Cerezo

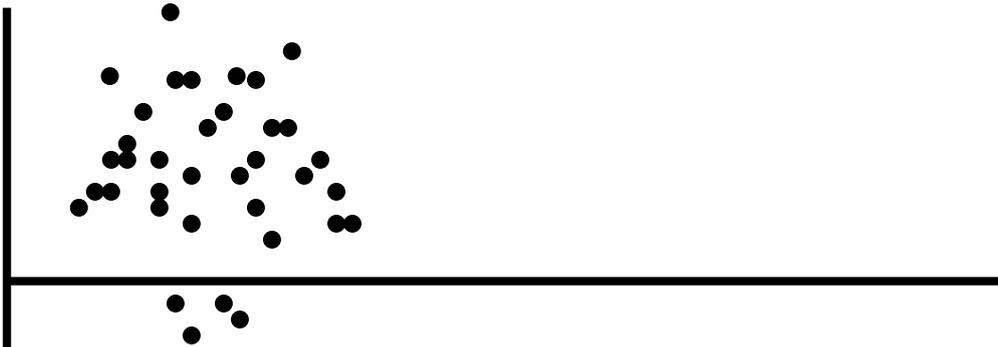
TURBULENTO

EN UN FLUJO TURBULENTO NO HAY LÁMINAS DE FLUJO Y LAS VELOCIDADES DE LAS DIFERENTES PARTES DEL FLUJO TIENEN DIRECCIONES MUY VARIADAS RELACIONADAS CON LAS TURBULENCIAS. EL ESPECTRO DE VELOCIDADES ES MUY DIFERENTE DEL LAMINAR Y SE CARACTERIZA POR VALORES MUY DESAGRUPADOS CON PÉRDIDA DEL FENÓMENO DE VENTANA E INCLUSO CON VALORES POSITIVOS Y NEGATIVOS MUY PRÓXIMOS, EXPRESIÓN DE LOS REMOLINOS.

VELOCIDADES DE FLUJO EN UN FLUJO TURBULENTO



Dr. E Cerezo



AUSENCIA DE VENTANA TÍPICA, INCLUSO CON VALORES NEGATIVOS DE LA VELOCIDAD

EN LOS ESTADOS PATOLOGICOS PUEDE CAMBIAR

LAS VELOCIDADES DEL FLUJO (AUMENTO EN ESTENOSIS, FLUJOS DE IDA Y VUELTA EN PSEUDOANEURISMAS, DISMINUCIÓN DE VELOCIDADES POSTESTENOSIS).

EL TIPO DE CURVA DE FLUJO (PASO DE FLUJO DE ALTA RESISTENCIA A FLUJO DE BAJA RESISTENCIA, FLUJO DE OBSTRUCCIÓN DISTAL).

LA APARICIÓN DE FLUJO PATOLÓGICO (NEOVASCULARIZACIÓN, HIPERVASCULARIZACIÓN, AVASCULARIZACIÓN).

LA DESAPARICIÓN DE FLUJO NORMAL (AVASCULARIZACIÓN).

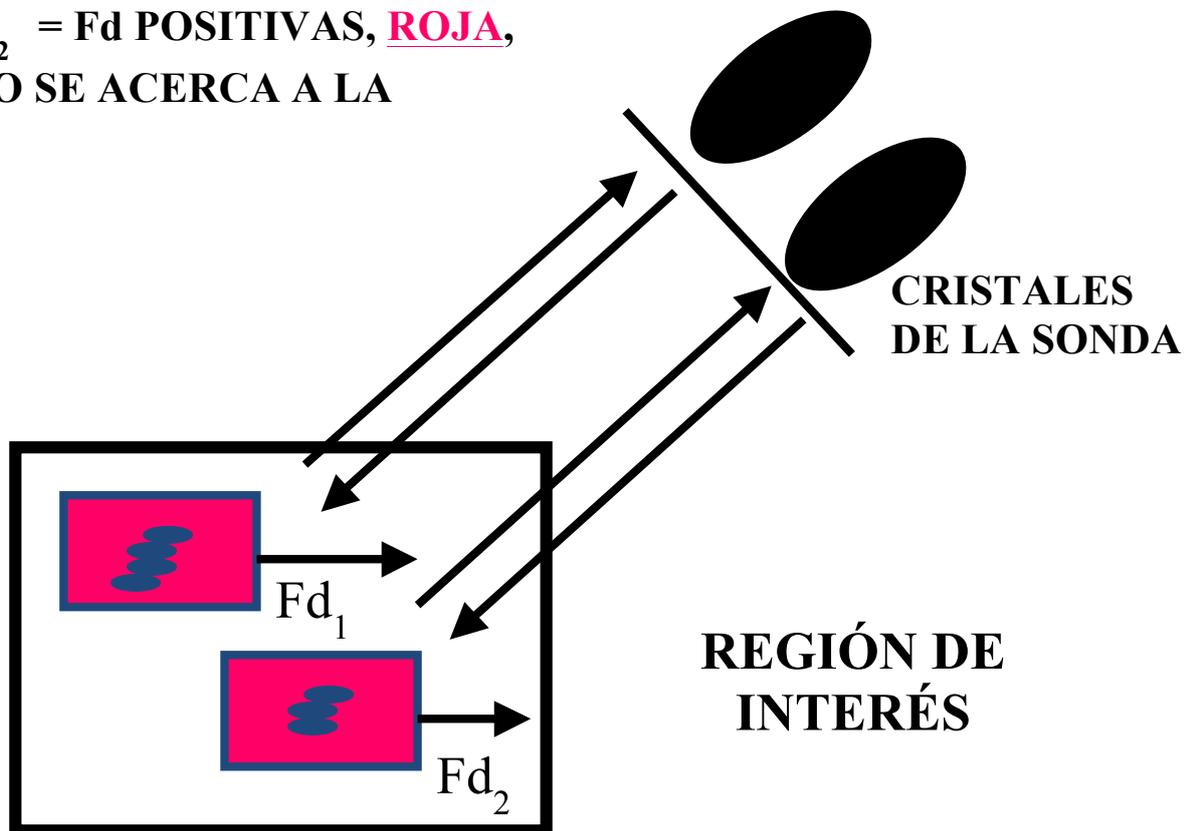
CAMBIO DE LA MORFOLOGÍA VASCULAR (DESPLAZAMIENTOS VASCULARES).

CODIFICACIÓN DE Fd EN COLOR: ECO DOPPLER **COLOR**

EL ANÁLISIS Y LA REPRESENTACIÓN DEL Fd EN EL TIEMPO QUE NOS DICE SI EL FLUJO SE ALEJA O SE ACERCA A LA SONDA Y SU VARIACIÓN PUEDE SER EXPRESADO EN UN CÓDIGO DE COLORES.

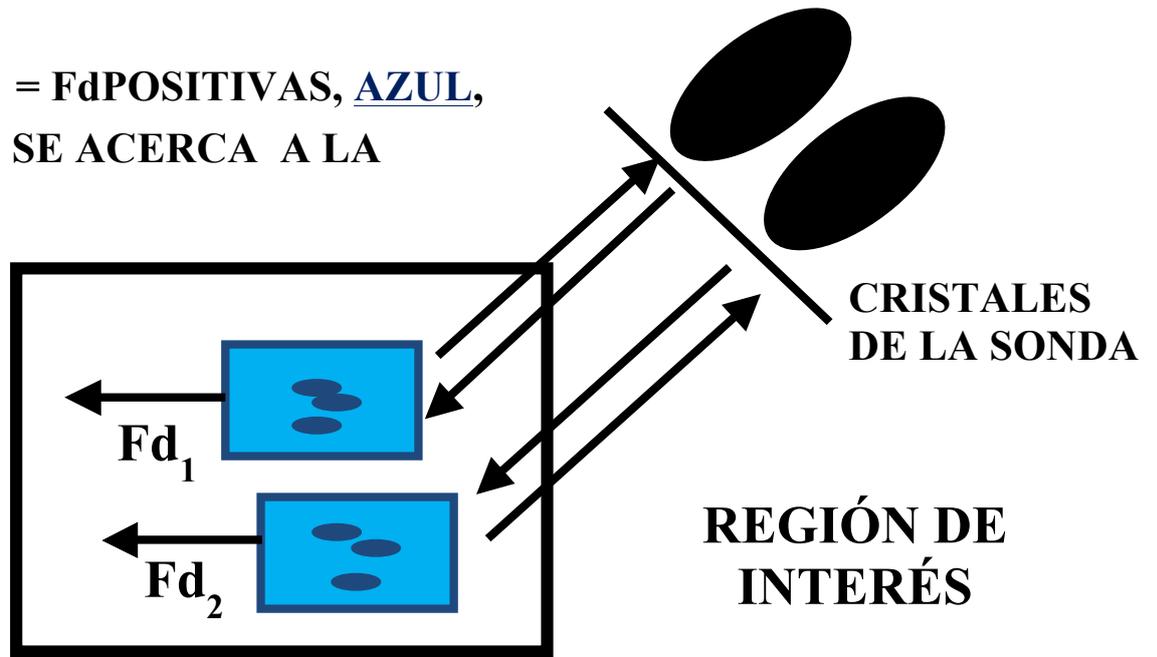
EN LA PANTALLA SE EXPRESAN PÍXELES DE UN COLOR (ROJO) SI Fd ES POSITIVA U OTROS COLOR (AZUL) SI ES NEGATIVA. ADEMÁS EL BRILLO DEL PÍXEL PUEDE SER MAYOR O MENOR SEGÚN EL VALOR DE Fd; OSCURO SI ES BAJA, O MUY BRILLANTE, CASI BLANCO, SI ES ALTA. DE ESTA FORMA MEDIANTE LA VISIÓN DE LOS PÍXELES DE COLORES PODEMOS VER SI HAY FLUJO, SI ESTE FLUJO SE ALEJA O SE ACERCA A LA SONDA Y ADEMÁS TENER UNA ESTIMACIÓN CUALITATIVA DE SU Fd Y POR TANTO SU VELOCIDAD.

Fd_1 Y Fd_2 = Fd POSITIVAS, **ROJA,
EL FLUJO SE ACERCA A LA
SONDA**



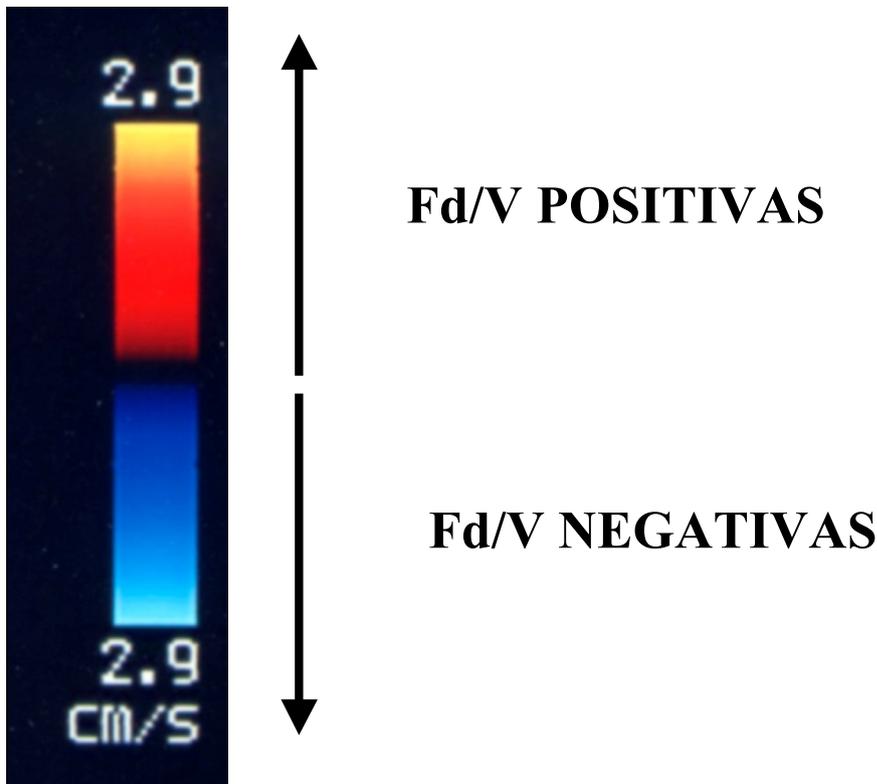
Dr. E Cerezo

Fd_1 Y Fd_2 = FdPOSITIVAS, AZUL,
EL FLUJO SE ACERCA A LA
SONDA



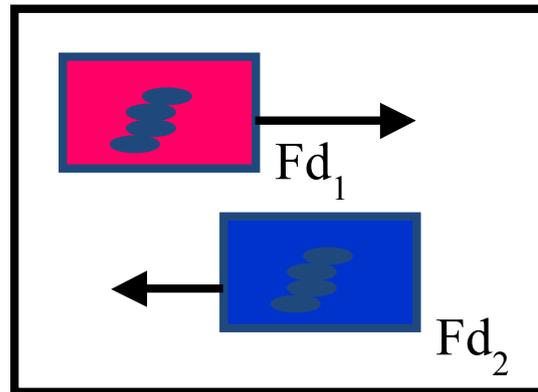
Dr. E Cerezo

ESCALA DE COLOR



EL ECO DOPPLER COLOR NOS PERMITE VER VASOS CON FLUJO EN ZONAS DONDE EL MODO B NO LOS VE, ASÍ COMO A DEFINIR CONTORNOS DE VASOS POCO CLAROS EN EL MODO B.

EL FENÓMENO DE ALIASING SE DA TANTO EN EL ESPECTRO COMO EN LA CODIFICACIÓN DE COLOR. EN LA MISMA MUESTRA SE VEN COLORES DIFERENTES. SE PUEDE CONFUNDIR CON TURBULENCIAS QUE TAMBIÉN SE PUEDEN VER EN EL DOPPLER COLOR.



**REGIÓN DE
INTERÉS**

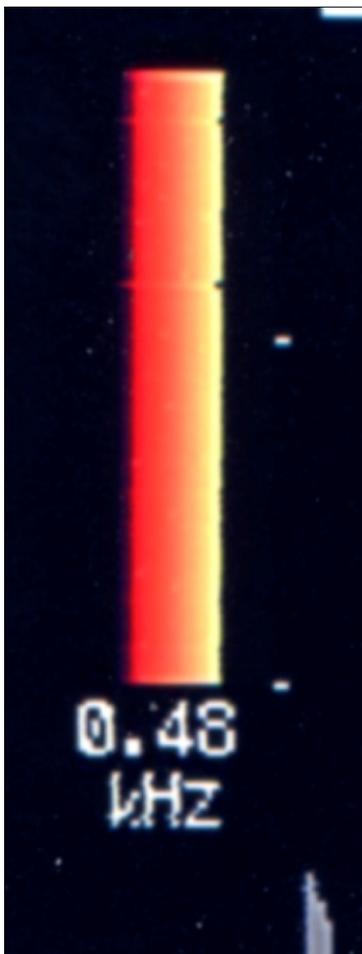
ALIASING EN EL DOPPLER COLOR

INTENSIDAD-PODER DEL ECO DOPPLER. POWER DOPPLER

ADEMÁS DE UN VALOR EN HERZIOS, LA F_d TIENE UNA INTENSIDAD.

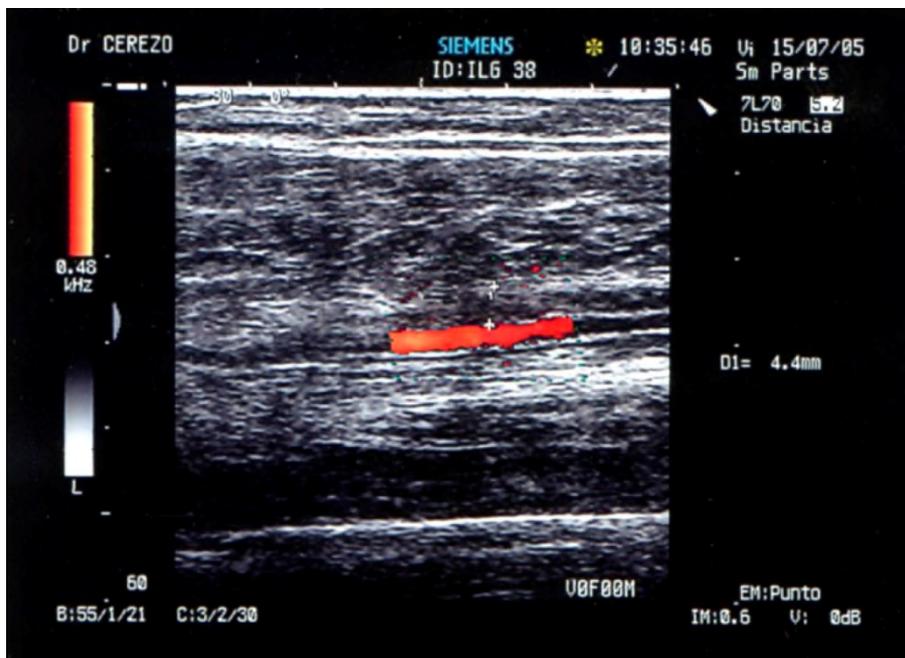
SI ESA INTENSIDAD SE CODIFICA EN UN COLOR, A MAYOR INTENSIDAD MAYOR BRILLO DEL COLOR, TENEMOS LA CODIFICACION DE DOPPLER DE POTENCIA O POWER DOPPLER O ANGIODOPPLER.

LA INTENSIDAD REPRESENTA EL NUMERO DE INTERFASES RELECTANTES Y, POR TANTO, DEPENDE DEL NÚMERO DE COLUMNAS DE HEMATÍES QUE HAY CIRCULANDO EN UNA DETERMINADA REGIÓN DE INTERÉS, CUANDO SE CODIFICA EN DOPPLER DE POTENCIA.



CODIFICACION EN DOPPLER DE POTENCIA O POWER DOPPLER

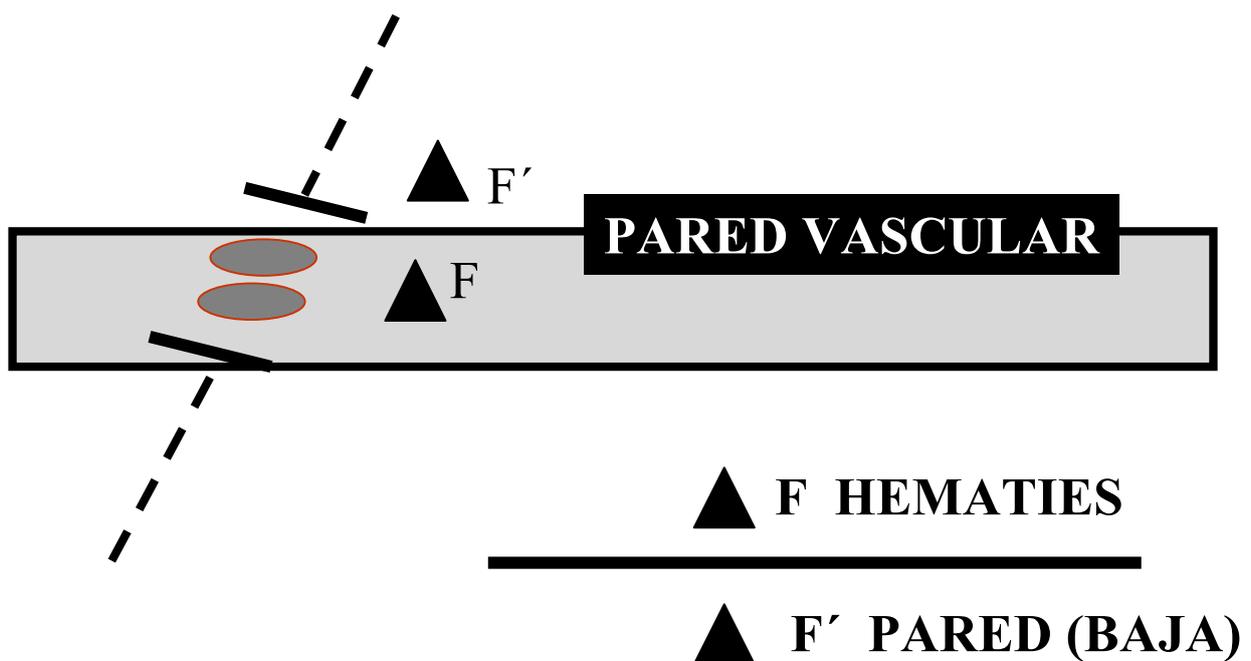
EN DOPPLER DE POTENCIA NO SE PUEDE DETERMINAR DIRECCIÓN DE FUJO.



FILTROS DE PARED VASCULAR

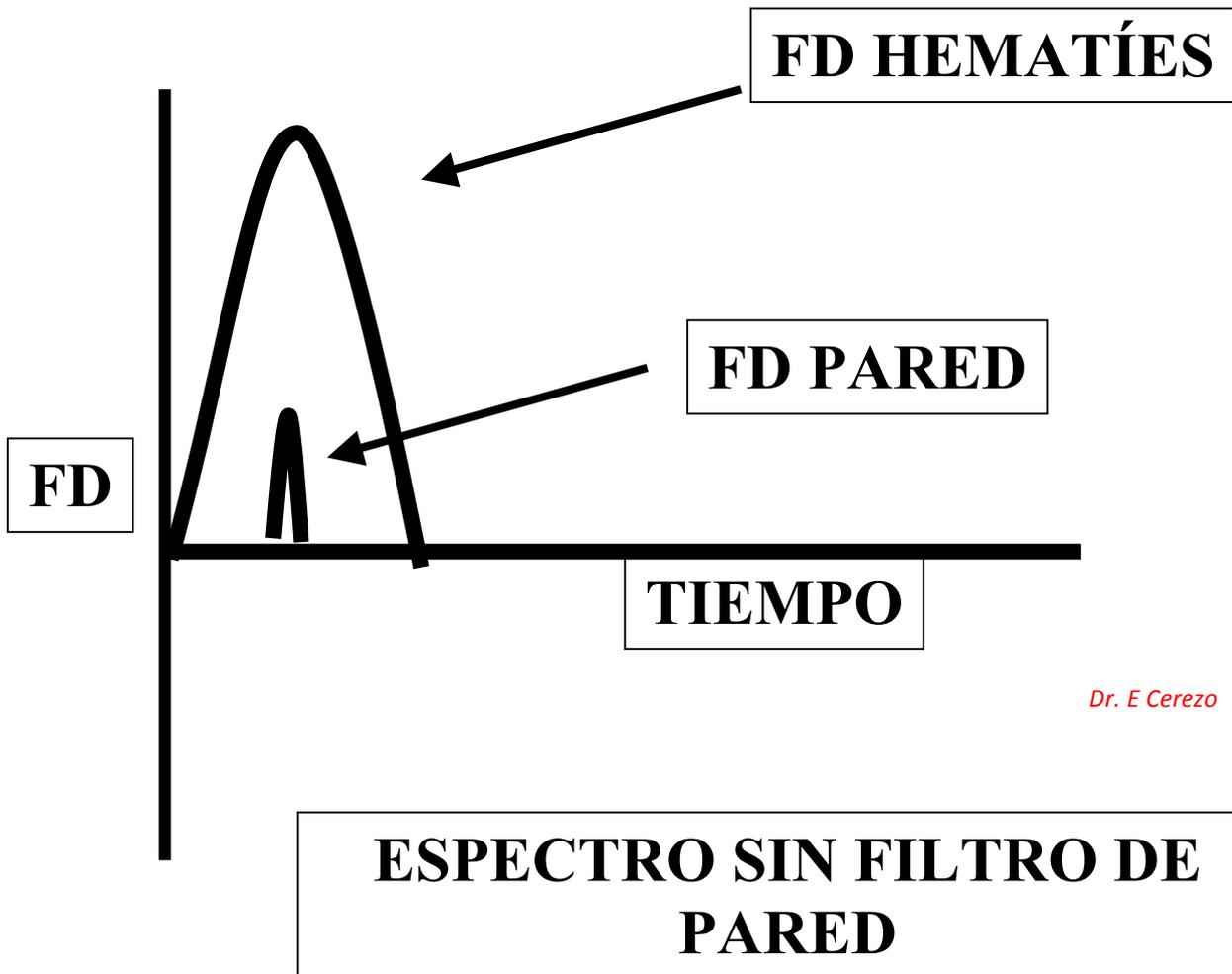
LAS PAREDES DE LOS VASOS SANGUÍNEOS SE MUEVEN, LATEN Y, POR TANTO, SI SE INCLUYEN EN LA MUESTRA O EN LA REGIÓN DE INTERÉS DARÁN SEÑAL DOPPLER, AUNQUE DE BAJA FRECUENCIA (F_d) DADO QUE SE MUEVEN CON MOVIMIENTOS DE BAJA VELOCIDAD.

PARA EVITAR QUE APAREZCAN SE PUEDEN PONER FILTROS ELECTRÓNICOS QUE NOS ELIMINEN DETERMINADAS F_d DE BAJO VALOR, QUE CORRESPONDERÍAN A LOS MOVIMIENTOS DE LA PARED DEL VASO.

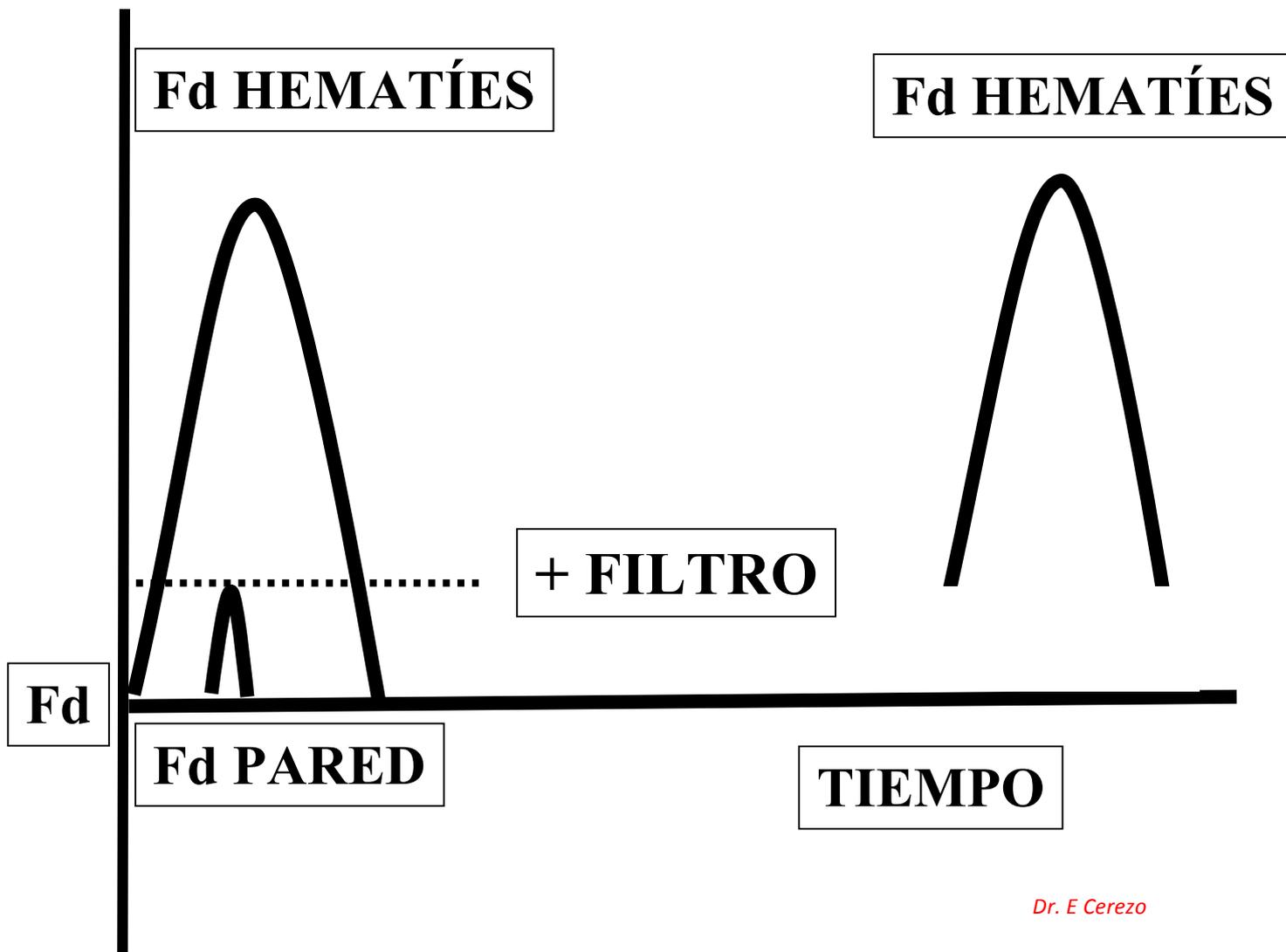


Dr. E Cerezo

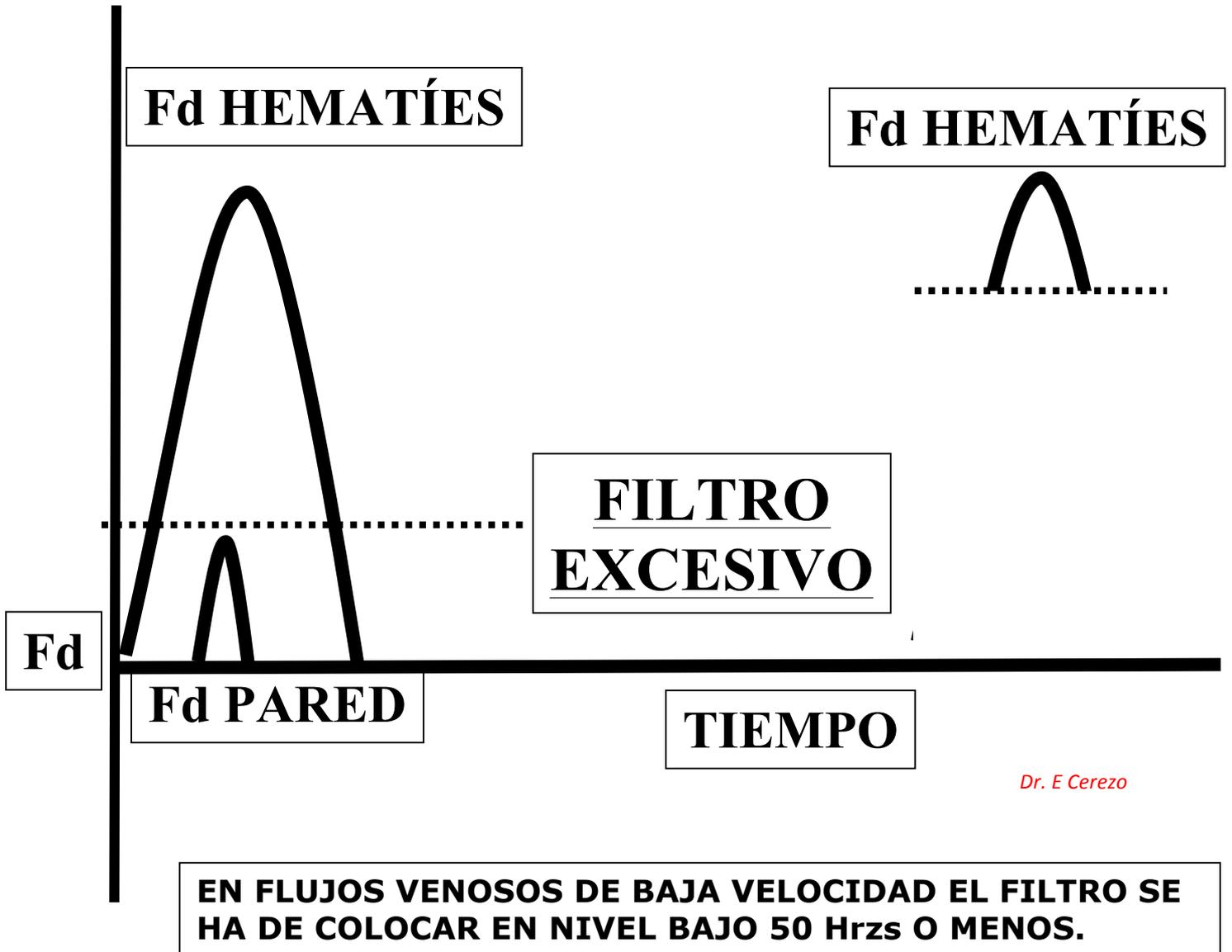
**EL FILTRO ANULA LOS ECOS DE BAJA FRECUENCIA
PRODUCIDOS POR LA PARED DEL VASO**



Dr. E Cerezo



Dr. E Cerezo



FRECUENCIAS DE LA SONDA EN EL DOPPLER

LAS ALTAS FECUENCIAS SON MÁS SENSIBLES AL FLUJO EN EL DOPPLER, PERO A VECES NO PUEDEN PENETRAR SUFICIENTE PROFUNDIDAD POR LA ATENUACION (*Deborah J. Rubens*).

ARTEFACTOS EN EL DOPPLER

LAS PROPIEDADES FÍSICAS DE LOS ULTRASONIDOS DAN LUGAR A DIFERENTES ARTEFACTOS TANTO EN LA IMAGEN EN ESCALA DE GRISES COMO EN EL DOPPLER, ESPECIALMENTE EN EL DOPPLER COLOR Y EN EL DOPPLER DE POTENCIA (POWER DOPPLER). ESTAS SEÑALES DE DOPPLER POSITIVO NO CORRESPONDEN A FUJOS SANGUÍNEOS SINO A RUIDOS CUANDO SE ESTUDIAN CON EL ESPECTRO.

CONOCIENDO LA LOCALIZACION Y ASPECTO DE ESTOS ARTEFACTOS PODEMOS EVITAR CONFUSIONES Y PUEDEN SER INCLUSO ÚTILES EN EL DIAGNÓSTICO.

CONCEPTO

HABITUALMENTE LA SEÑAL DOPPLER POSITIVA DE COLOR SE ATRIBUYE A LA EXISTENCIA DE FLUJO SANGUÍNEO INTRAVASCULAR. CUANDO ESA SEÑAL NO ES PRODUCIDA POR UN FLUJO SANGUÍNEO SE HABLA DE ARTEFACTO.

ARTEFACTOS DE DOPPLER MÁS FRECUENTES

1. ARTEFACTO DE CENTELLEO (TWINKLE)
2. ARTEFACTO DE BORDE
3. ARTEFACTO DE FLASH
4. ARTEFACTO DE PSEUDOFUJO

1. ARTEFACTO DE VIBRACION O CENTELLO (TWINKLE ARTIFACT)

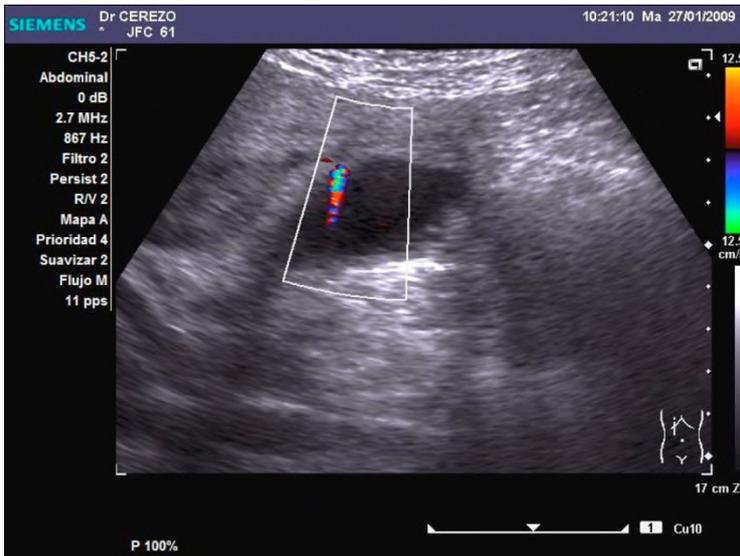
DESCRITO POR RHAMOUNI AT AL.

SE PRODUCE SEÑAL DOPPLER COLOR EN FORMA DE SEÑALES ALTERNAS ROJAS Y AZULES QUE IMITAN UN FLUJO TURBULENTO Y QUE LO PRODUCEN INTERFASES MUY REFLECTANTES COMO LOS CÁLCULOS RENALES, LAS CALCIFICACIONES VASCULARES O LOS CRISTALES DE COLESTEROL; NINGUNO DE ESOS PRODUCTORES CORRESPONDE A VASOS CON FLUJO Y EN EL ESPECTRO DOPPLER APARECE COMO RUIDO.

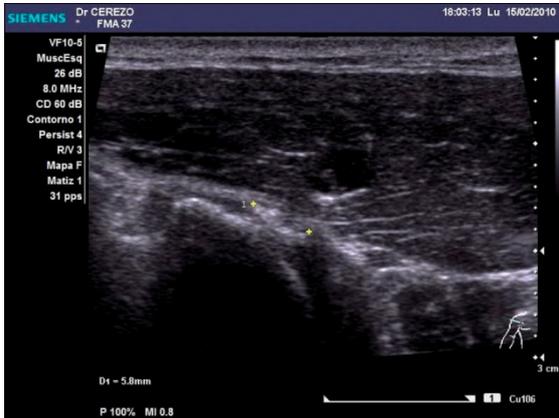
RADIOLOGY 1996; 199: 269-271

OCURRE TRAS UNA INTERFASE ALTAMENTE REFLECTORA, POR EJEMPLO UN CÁLCULO URINARIO, Y APARECE COMO UNA MEZCAL RÁPIDA Y FLUCTUANTE DE SEÑALES DOPPLER (PÍXELES AZULES Y ROJOS) QUE IMITAN FLUJO TURBULENTO, SIN EMBARGO EL ANÁLISIS ESPECTRAL ES ABSOLUTAMENTE PLANO COMO SE VE EN TODOS LOS RUIDOS.

LA PRESENCIA DEL ARTEFACTO DE CENTELLEO (TWINKLING ARTEFACT) PUEDE AYUDAR AL DIAGNÓSTICO DE UN CÁLCULO CUANDO SE DETECTA UN ECO FUERTE SIN CLARA SOMBRA ACÚSTICA.



ARTEFACTO DE CENTELLEO PRODUCIDO POR UN ADENOMIOMA VESICULAR



CALCIFICACIÓN EN EL TENDÓN DEL MÚSCULO SUBESCAPULAR



ARTEFACTO DE CENTELLO SOBRE UNA CALCIFICACIÓN DEL TENDÓN DEL MÚSCULO SUBESCAPULAR. VÉASE EL PATRÓN DE RUIDO EN EL ESPECTRO DEL DOPPLER.

2. ARTEFACTO DE BORDE (EDGE ARTIFACT)

ESTÁ RELACIONADO CON FUERTES REFLECTORES ESPECULARES Y APARECE COMO UN COLOR PERSISTENTE EN FORMA DE ANILLO EN TORNO A ESTRUCTURAS CALCIFICADAS TALES COMO CÁLCULOS BILIARES O CORTICALES ÓSEAS.

TAMBIÉN EL ANÁLISIS ESPECTRAL DEMUESTRA QUE SE TRATA DE RUIDO SIN PULSATIBILIDAD. SE PONE MEJOR DE MANIFIESTO EN EL POWER DOPPLER QUE EN EL DOPPLER COLOR.

AUNQUE TANTO LOS ARTEFACTOS DE CENTELLEO COMO LOS DE BORDE SE ASOCIAN A INTERFASES MUY REFLECTORAS TALES COMO HUESO O DEPÓSITOS DE CALCIO, LA FÍSICA DE SU MECANISMO DE PRODUCCIÓN AÚN NO SE HA ACLARADO.

3. ARTEFACTO FLASH (FLASH ARTIFACT)

SE MANIFIESTA COMO UNA SEÑAL DE COLOR ORIGINADA POR MOVIMIENTO DE TEJIDOS. EL MOVIMIENTO SE PUEDE ORIGINAR EN CUALQUIER ESTRUCTURA, PERO SE VE MÁS FRECUENTEMENTE EN ÁREAS HIPOECOICAS TALES COMO QUISTES O COLECCIONES LÍQUIDAS.

EL ARTEFACTO FLASH ES DEBIDO A QUE, NORMALMENTE, LOS AJUSTES DE LA MÁQUINA PRIORIZAN LOS PÍXELES DE COLOR QUE PUEDEN SOBREScribirse SOBRE LOS PÍXELES GRISES (LA PRIORIDAD DE ESCRITURA DE COLOR) EN AUSENCIA DE ECOS DE ESCALA DE GRISES, POR EJEMPLO EN LÍQUIDOS, LOS PÍXELES DE COLOR TIENEN PRIORIDAD Y MUESTRAN FLUJO EN UNA ESTRUCTURA PRÁCTICAMENTE SIN MOVIMIENTO.

EL ASPECTO TRANSITORIO DEL FLASH PUEDE TAMBIÉN COINCIDIR CON MOVIMIENTOS DE LA SONDA O DEL PACIENTE (O MÁS A MENUDO CON LOS MOVIMIENTOS RESPIRATORIOS O CARDÍACOS). ES, POR LO TANTO, UN ARTEFACTO HABITUALMENTE FÁCIL DE INTERPRETAR.

4. PSEUDOFUJO (PSEUDOFLOW)

ESTÁ RELACIONADO CON EL MOVIMIENTO PERO DE FLUIDOS DIFERENTES A LA SANGRE DENTRO DE LOS VASOS.

APARECE CON UN ASPECTO SIMILAR AL FLUJO SANGUÍNEO, TANTO EN DOPPLER COLOR COMO EN POWER DOPPLER, PERO NO EXISTE EN ESE ÁREA ANATÓMICA NINGUNA ESTRUCTURA VASCULAR.

TANTO EL COLOR COMO EL POWER APARECEN MIENTRAS EL FLUJO DE FLUIDO CONTINÚA.

EL PSEUDOFUJO PUEDE SER CAUSADO POR EL MOVIMIENTO DE ORINA O ASCITIS.

EL ANÁLISIS ESPECTRAL MUESTRA QUE ES UN FLUJO QUE ES ATÍPICO PARA UN VASO NORMAL.

REFERENCIAS RECOMENDADAS: ARTEFACTOS

Slow Flow or No Flow?

Color and Power DopplerUS Pitfalls in the Abdomen and Pelvis.

Shannon C. Campbell, Jeanne A. Cullinan, Deborah J. Rubens.

RadioGraphics 2004; 24:497-506.

Doppler Artifacts and Pitfalls

Deborah J. Rubens, Shweta Bhatt, Shannon Nedelka, Jeanne Cullinan.

Radiol Clin N Am 44 (2006) 805-835.

Sonographic Twinkling Artifactfor Renal Calculus Detection:

Correlation with CT

Jonathan R. Dillman, Mariam Kappil,William J. Weadock , Jonathan M.

Rubin,Joel F. Platt, Michael A. DiPietro,Ronald O. Bude.

Radiology2011, 259: 911-916.

Color Doppler Twinkling Artifacts in Various Conditions During Abdominal and Pelvic Sonography.

Hyun Cheol Kim, Dal Mo Yang, Wook Jin, Jung Kyu Ryu, Hyeong Cheol Shin.

J Ultrasound Med 2010; 29:621-632

Twinkling Artifact on ColorDoppler Sonography:Dependence on Machine Parametersand Underlying Cause.

Aya Kamaya, Theresa Tuthill, Jonathan M. Rubin.

AJR 2003;180: 215-222