

Introducción a la ecografía doppler

Bases físicas y semiología

J. Ramos Medrano¹, A. Ávila², E. Díaz¹,
A. Torrecilla¹, M. Arbizu³

RESUMEN

La ecografía doppler es una técnica diagnóstica que está introduciéndose de forma progresiva en la práctica clínica diaria y cada vez es más solicitada como prueba para diagnóstico en la patología vascular por un mayor número de profesionales de la medicina. En este artículo se pretende exponer, de forma sencilla y práctica, los datos físicos básicos y la semiología radiológica de esta técnica, con especial acento en la ecografía doppler - duplex, estudiando los factores que influyen en la obtención de los hallazgos y los datos que podemos pedir y deducir de los resultados obtenidos.

PALABRAS CLAVE: ecografía - doppler - doppler-duplex

Med Mil (Esp) 1996;52 (1): 61-68

INTRODUCCIÓN

El Doppler es una técnica diagnóstica utilizada desde hace tiempo en la patología vascular y cardíaca. Se utilizaba casi exclusivamente el Doppler continuo y estaba prácticamente limitada a los especialistas en corazón y sistema vascular periférico. La mejora de la técnica ha permitido ampliar los tipos de Doppler y generalizar su uso. Ecografía Doppler, Doppler pulsado o Doppler color son técnicas que se han ido introduciendo en nuestro arsenal de pruebas diagnósticas, y se ha generalizado su utilización en un periodo relativamente corto de tiempo. Esto, unido a que las investigaciones y nuevas aplicaciones de esta técnica llevan un ritmo imparable (como lo demuestra el que en los seis primeros meses de 1995 hay más de 250 publicaciones sobre este tema en las revistas biomédicas más prestigiosas), hace que sea difícil comprenderla. Por ello, en este artículo se definen de forma sencilla y práctica las bases de la ecografía Doppler, qué información se puede obtener de esta prueba y cuáles son sus indicaciones.

EL EFECTO DOPPLER

La historia del efecto Doppler comenzó cuando en 1842 el prestigioso matemático y físico austriaco, Johan Christian Doppler, expuso en la Royal Bohemian Society of Learning sus observaciones de las estrellas gemelas (1). Es una pareja de estrellas que giran alrededor de su centro de gravedad, y Dop-

pler apreció que cambiaban de color según se acercaran o se alejaran del punto de observación, de forma que se convertían en rojas al alejarse y en azules al acercarse. Postuló que el movimiento producía un cambio en la frecuencia de la onda emitida por las estrellas. Esta hipótesis inicial se confirmó en 1845 con el primer experimento físico que lo demostraba, y no ha parado de evolucionar hasta nuestros días en que se ha introducido en multitud de ciencias y aplicaciones de la vida diaria; por ejemplo, la teoría del big bang, sobre el origen del Universo, se basa, en parte, en observaciones usando este fenómeno; es el principio utilizado en el sonar, en el radar de la policía o de las puertas automáticas y en medicina se aplica al estudio de la dinámica del flujo sanguíneo (2).

El efecto Doppler consiste en un cambio de las frecuencias que experimentan las ondas (cualquier tipo de onda: sonora, luminosa, etc.), como consecuencia del movimiento; el movimiento puede ser de la fuente de la onda, del receptor de la onda y, en caso de ondas reflejadas, del reflector (3-5).

Cuando hacemos una ecografía, emitimos una onda sonora desde un transductor hacia los tejidos del organismo donde se produce una onda reflejada que vuelve al mismo transductor, éste la envía al sistema electrónico del aparato, que procesa la imagen. Si aplicamos el efecto Doppler a la ecografía y estudiamos los vasos sanguíneos, el origen y el receptor de la onda es el mismo, el transductor, que permanece fijo, mientras que el reflector de la onda es el eritrocito circulante, que está en movimiento. Por tanto, el efecto Doppler depende del reflector que es el eritrocito en movimiento (6).

ECUACIÓN DOPPLER

Cuando se produce el efecto Doppler, el cambio de frecuencia que ocurre está influido por algunas variables representadas en la ecuación Doppler: $F = 2f \cdot v \cdot \cos\theta/c$, donde F representa el cambio Doppler, es decir, la frecuencia eco menos la frecuencia de pulso enviada; f es la frecuencia transmitida; v es la velocidad máxima del reflector; c es la velocidad del sonido en la sangre (1540 m/seg) y θ es el ángulo de

¹ Cte. San. Med.

² Cor. San. Med. Jefe de Servicio

³ Médico civil

Servicio de Radiología. Hospital Militar "Vigil de Quiñones". Sevilla

Dirección para la correspondencia: Dr. D. Javier Ramos Medrano. Hospital Militar "Vigil de Quiñones". Servicio de Radiología. Avda. de Jerez, s/n. 41013 Sevilla

Fecha de recepción del manuscrito: 6 de noviembre de 1995; en forma revisada: 15 de enero de 1996

Fecha de aceptación del manuscrito: 1 de febrero de 1996

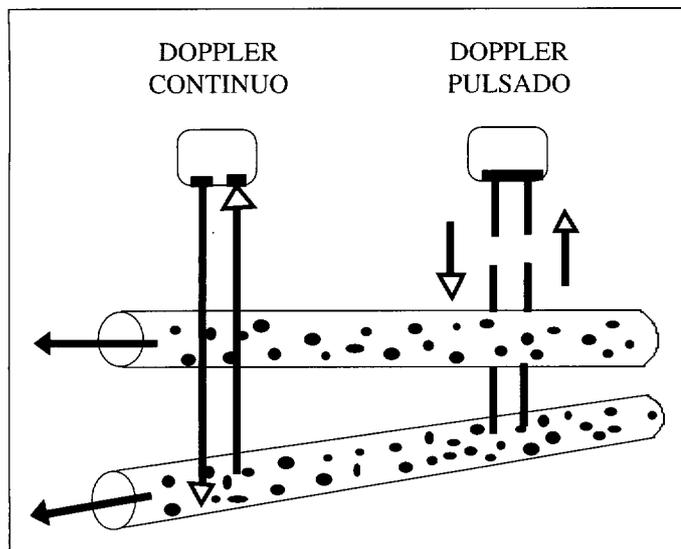


Figura 1. *Doppler continuo y pulsado.*
 El Doppler continuo contiene dos cristales en el transductor, uno emisor y otro receptor. El cristal receptor capta los cambios Doppler que se producen en los dos vasos de su trayecto, sin que se pueda diferenciar en la curva resultante a cuál de los dos vasos pertenece la onda.
 En el Doppler pulsado el transductor contiene un solo cristal, que es emisor y receptor. Ello hace que se emita un pulso y haya pausa para recibir las ondas reflejadas, lo que permite definir en qué vaso estamos y obtener el cambio Doppler únicamente en ese vaso.

incidencia o ángulo entre el movimiento del reflector y la dirección del pulso transmitido (3-7).

Es importante tener en cuenta que lo que influye en el cambio Doppler es el coseno del ángulo de incidencia. Este ángulo puede variar desde 0 a 90 grados. El coseno de 0 es 1, mientras que el coseno de 90 es 0. De ello se deduce que si incidimos el vaso de forma perpendicular el cambio Doppler será 0, y aunque exista flujo sanguíneo, no podremos detectarlo. Por tanto, interesa que el haz de ultrasonido sea lo más paralelo posible a la luz del vaso. En la práctica el ángulo de incidencia debe estar entre 30 y 60 grados para que las medidas de velocidad obtenidas sean fiables.

De todas las variables que aparecen en la ecuación Doppler sólo desconocemos la velocidad de los eritrocitos, el resto son conocidas por el aparato. Por tanto, se puede calcular la velocidad del flujo sanguíneo despejando la variable "v" de la ecuación. De esta forma el ecógrafo puede aportar el dato que nos interesa en cada momento.

PRESENTACIÓN DEL CAMBIO DOPPLER

Los cambios Doppler entran en el espectro de frecuencia de las ondas sonoras, por lo que los datos obtenidos, al estudiar un vaso, se pueden presentar de dos formas: 1) mediante sonido emitido a través de unos altavoces; 2) mediante imagen que se obtiene gracias a los avances en la tecnología digital e informática (4). Esta forma puede variar según los aparatos o las casas comerciales, pero la mayoría presentan la información gráfica mediante espectros de velocidad, de manera que la velocidad se graba en el eje vertical (y) y el tiempo en el horizontal (x).

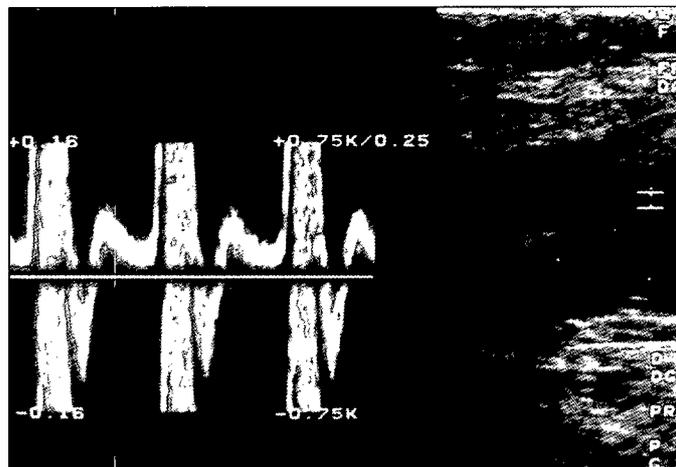


Figura 2. *Fenómeno del "aliasing".*
 En la imagen se aprecia el pico de la onda espectral truncado que se continúa por debajo de la línea basal, debido al aliasing, impidiendo la representación correcta de la onda y efectuar la medida de las velocidades.

DOPPLER CONTINUO Y PULSADO

Hay dos tipos fundamentales de sistemas Doppler utilizados en la actualidad: el continuo y el pulsado (Figura 1) (8). En el doppler continuo el transductor produce ondas de ultrasonidos de forma continua y al mismo tiempo recibe ininterrumpidamente las ondas reflejadas. Esta función dual se realiza con un transductor que contiene dos cristales, uno para emitir las ondas ultrasónicas y otro para recibir la onda reflejada. En el doppler pulsado el transductor contiene un solo cristal que alterna la transmisión y recepción de los ultrasonidos.

Estos dos sistemas son distintos y cada uno tiene sus ventajas y sus inconvenientes, lo que hace que su uso sea variable según las circunstancias (6,8,9).

El Doppler continuo tiene la gran ventaja de poder medir con exactitud altas velocidades de flujo, mientras que el Doppler pulsado es incapaz de medir grandes velocidades porque se produce un fenómeno llamado "aliasing" que está representado en el trazado espectral por un corte del espectro a una velocidad determinada, con aparición de la sección cortada en el lado opuesto de la línea basal (Figura 2) (5,9-11).

Por otra parte el Doppler continuo tiene dos grandes desventajas en relación al pulsado. La primera es que no tiene discriminación de profundidad, es decir, recoge todos los cambios Doppler que se producen a lo largo del trayecto del haz ultrasónico sin definir la profundidad a la que se encuentra cada uno. En cambio, el Doppler pulsado proporciona cambios Doppler en un pequeño segmento del rayo ultrasónico, denominado volumen de muestra, cuya localización puede ser controlada por el operador. La segunda desventaja del Doppler continuo es que no dispone de imagen simultánea en tiempo real para localizar la zona de muestreo y la consiguiente falta de información anatómica. Sin embargo, el Doppler pulsado puede simultanear la imagen en tiempo real con la información Doppler y proporciona información anatómica.

Estas diferencias entre ambos tipos de Doppler condicionan la aplicación práctica de cada uno. En áreas donde las velocidades de flujo sean muy grandes hay que emplear el Doppler continuo pero, siempre que se pueda, porque lo permite la velocidad del flujo, es preferible utilizar el Doppler pulsado por la infor-

Ecografía Doppler

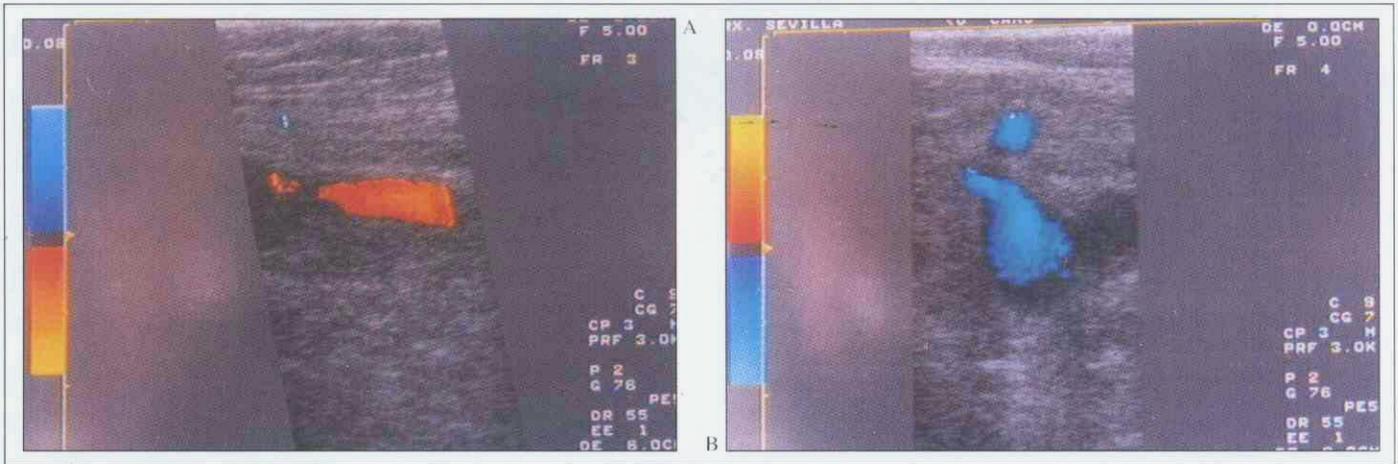


Figura 3. Doppler Color.

En la figura A se representa un corte sagital de un vaso arterial estudiado con Doppler color, apareciendo el color rojo superpuesto a la estructura vascular.

En la figura B se aprecia una vena cortada transversal y sobrepuesta sobre ella el color azul (corresponde a un corte transversal a nivel de la desembocadura de la vena safena interna en la vena femoral común).

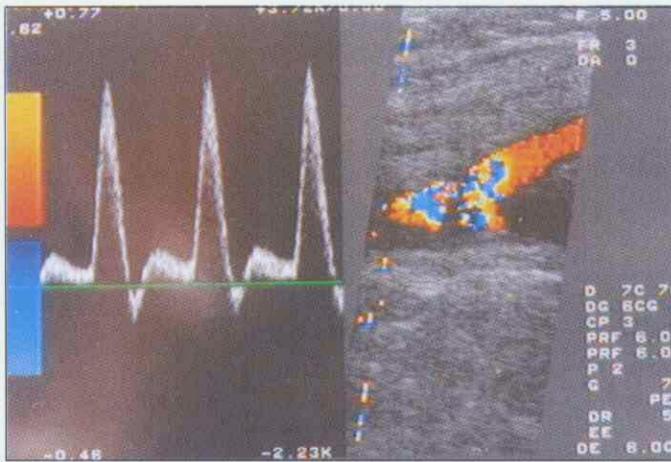


Figura 4. Doppler color e imagen espectral.

El Doppler color define velocidades medias y no podemos determinar velocidades pico. Para salvar este problema los aparatos permiten efectuar simultáneamente el estudio color y espectral para dar mayor rapidez a la exploración, localizar y definir vasos profundos y ocultos y medir velocidades pico en los lugares deseados.

mación anatómica que proporciona. Por tanto, podemos deducir que el Doppler continuo queda limitado al estudio del corazón, mientras que en el resto del organismo deberá utilizarse el Doppler pulsado, quedando restringido el uso del Doppler continuo a aquellas circunstancias donde el pulsado tenga limitaciones (12).

DOPPLER COLOR

El Doppler color es un tipo de Doppler pulsado en el que se utilizan múltiples volúmenes de muestra que se procesan sobre la imagen de tiempo real, superponiendo sobre ella una imagen de color (azul o rojo según se acerque o aleje del transductor) (Figura 3).

El Doppler color tiene dos ventajas importantes con respecto al Doppler pulsado espectral: la primera es que proporciona información sobre la dirección y orientación de los vasos y la

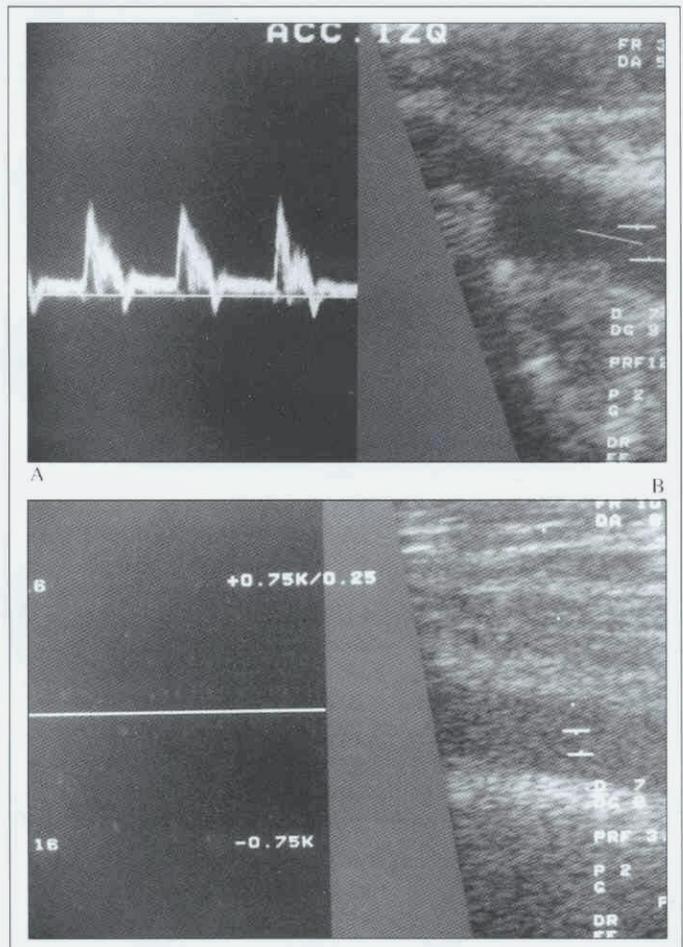


Figura 5. Presencia y ausencia de flujo.

En la imagen A se aprecia una onda en el espectro que indica existencia de flujo en el interior del vaso muestreado. En la imagen B no se aprecia onda, indicando ausencia de flujo en el interior del vaso.

segunda es que permite ver vasos pequeños o profundos que no se visualizan en modo B. Estas ventajas simplifican y hacen más rápida la exploración Doppler, ampliando las indicaciones al conseguir definir vasos más distales.

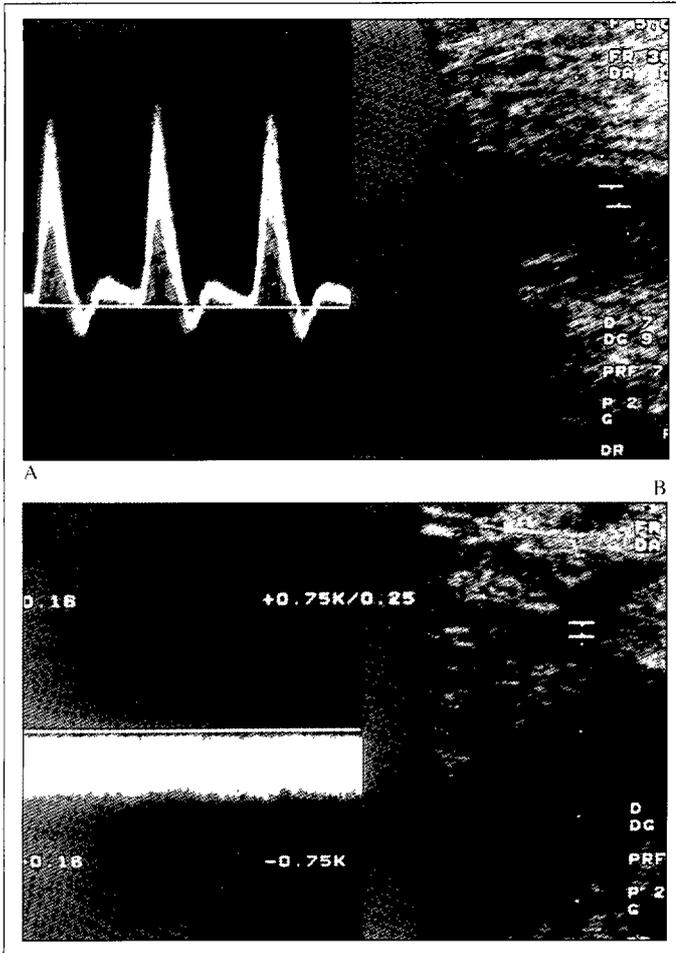


Figura 6. *Flujo arterial y venoso.*
 En la imagen A se visualiza una onda oscilante y con mayor velocidad que corresponde a una onda arterial.
 En la imagen B la onda es más continua y de menor velocidad, representando un patrón de onda venoso.

Sin embargo, tiene el inconveniente de ser capaz únicamente de definir velocidades medias, por lo que no puede determinar velocidades pico en determinados puntos del vaso, que muchas veces son importantes para definir el grado de estenosis. Ello hace que no haya podido desplazar al análisis espectral y, por tanto, debe realizarse simultáneamente cuando sea necesario (Figura 4) (13-16).

ECOGRAFÍA DUPLEX

La Ecografía Duplex es el término que se emplea para designar la presentación simultánea de la imagen ecográfica convencional de modo B con el espectro de velocidad obtenido con el efecto Doppler (Figura 5.A).

SEMIOLÓGÍA DOPPLER

Ya hemos visto que la forma de presentación gráfica de los cambios de frecuencia producida como consecuencia del movimiento de los eritrocitos en los vasos sanguíneos se denomina espectro Doppler, y que la mayoría de los aparatos lo presentan en forma de espectro de velocidad, que consiste en la presencia

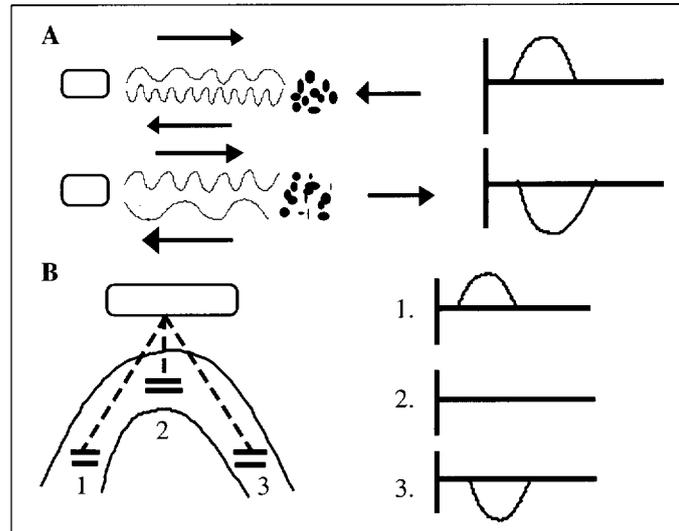


Figura 7. *Dirección y representación en el espectro Doppler.*
 A. Cuando un grupo de eritrocitos se acerca al transductor, la frecuencia de la onda reflejada es mayor que la de la emitida, y aparece una onda positiva. Si se alejan, la frecuencia de la onda reflejada es menor que la de la emitida y produce una onda negativa, por debajo de la línea base.
 B. En la aorta torácica, al muestrear la aorta ascendente por vía supraesternal, el flujo se acerca al transductor, y la onda aparece por encima de la línea base (1). En el cayado, el ángulo de incidencia es de 90° y no hay señal Doppler, por lo que no hay onda (2). En aorta descendente el flujo se aleja del transductor, por lo que aparece una onda por debajo de la línea basal del espectro (3).

de una onda dentro de un sistema de coordenadas en las que en el eje vertical se representa la velocidad y en el eje horizontal se representa el tiempo.

La forma de la onda es variable, y según sea su morfología y su velocidad, nos proporcionará una cantidad importante de datos. Los datos que podemos deducir de la morfología del espectro son los siguientes (5,10): 1) si existe flujo en el interior del vaso estudiado o no; 2) si el flujo es arterial o venoso; 3) determinar la dirección del flujo sanguíneo; 4) si el flujo es laminar o turbulento; 5) si es un patrón de alta o de baja resistencia; 6) determinar la velocidad del flujo sanguíneo; y 7) determinación del volumen del flujo.

PRESENCIA O AUSENCIA DE FLUJO (FIGURA 5)

La demostración de una onda en el espectro al muestrear un vaso sanguíneo indica la existencia de flujo en su interior (Figura 5.A). Si no se evidencia onda indica ausencia de flujo, siempre y cuando el ángulo de incidencia sea adecuado (Figura 5.B).

FLUJO ARTERIAL O VENOSO (FIGURA 6)

El flujo en las arterias es pulsátil en función del ciclo cardíaco, es decir, aumenta su velocidad durante la sístole y disminuye durante la diástole. Esto quiere decir que el cambio Doppler será también mayor durante la sístole y menor durante la

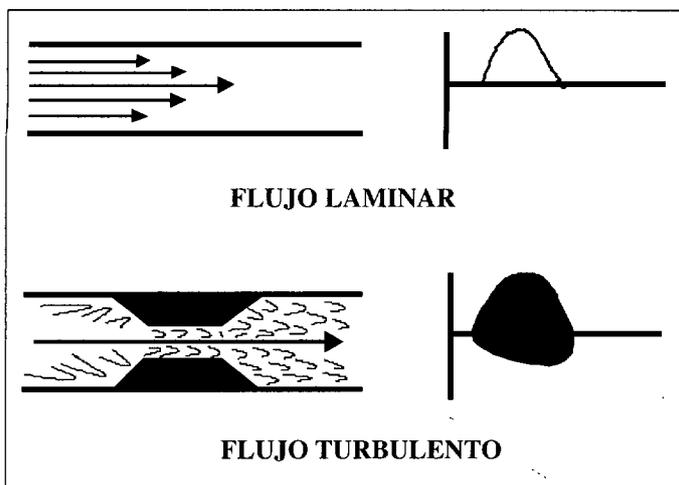


Figura 8. Flujo laminar y turbulento.

En el flujo laminar todas las células sanguíneas son aceleradas y deceleradas al mismo ritmo, por lo que la onda espectral es de contorno suave, fino y con ventana clara anecoica, es decir, sin ecos en el interior de la onda. En el flujo turbulento, que ocurre, por ejemplo, cuando hay estenosis, las células tienen distintas velocidades que determinan una onda de contorno grueso, con relleno de la ventana por ecos, e incluso puede haber ecos de pequeña velocidad invertidos, por debajo de la línea base, porque en las turbulencias puede haber células que formen torbellinos y durante algún momento tengan dirección opuesta y definan los ecos por debajo de la línea basal.

diástole (Figura 6.A). El flujo venoso, en cambio, no es pulsátil, es prácticamente constante en el tiempo, produciendo un flujo continuo de velocidad constante (Figura 6.B).

DIRECCIÓN DEL FLUJO SANGUÍNEO (FIGURA 7)

Un hecho derivado del efecto Doppler es que cuando la onda transmitida encuentra a un grupo de eritrocitos que se mueven hacia el transductor, la onda reflejada es de mayor frecuencia que la onda transmitida, por lo que el cambio Doppler es positivo. Cuando los eritrocitos se alejan del transductor, la

onda reflejada es de menor frecuencia que la transmitida y el cambio Doppler negativo (Figura 7.A).

La representación gráfica de la dirección del flujo es, por tanto, la siguiente:

— Cuando se acerca al transductor se produce un cambio Doppler positivo que se representa como una onda por encima de la línea basal.

— Cuando se aleja del transductor el cambio Doppler es negativo y se representa como una onda por debajo de la línea basal.

Hay que recordar que cuando se incide al vaso con un ángulo de 90 grados no hay cambio Doppler y, por tanto, no hay onda en el registro.

Un ejemplo de todo ello lo podemos encontrar al determinar el flujo en la aorta torácica por vía supraesternal. La aorta torácica tiene una porción ascendente, un cayado de trayecto horizontal y una porción descendente. Como el transductor se coloca en hueco supraesternal, el flujo en la aorta ascendente se acerca al transductor y produce una onda por encima de la línea basal (positiva). La incidencia de la onda emitida sobre el cayado es de 90 grados, y no se detecta onda en el espectro. El flujo en la aorta descendente se aleja del transductor y produce una onda negativa, por debajo de la línea basal del espectro (Figura 7.B) (4).

Por tanto, sabiendo dónde se sitúa el transductor con respecto al volumen de muestra y al vaso se puede deducir si la dirección del flujo en el interior del vaso es la correcta valorando la situación de la onda en el espectro, en relación a la línea basal. La aplicación clínica más típica de este hallazgo es el diagnóstico del robo de la subclavia, apreciándose la inversión de la dirección del flujo en la arteria vertebral.

FLUJO LAMINAR Y TURBULENTO (FIGURA 8)

Se define el flujo laminar cuando prácticamente todas las células de un área del vaso se mueven casi a la misma velocidad y en la misma dirección, de forma que el flujo circula como líneas paralelas suaves dentro del vaso. Con las pulsaciones cardíacas todos los eritrocitos presentan la misma acelera-

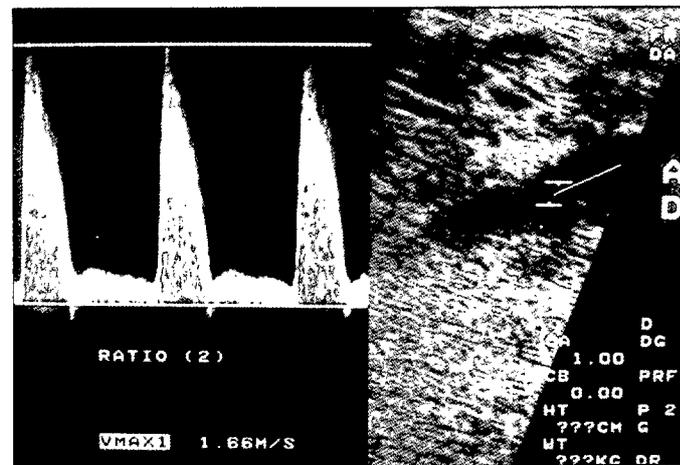
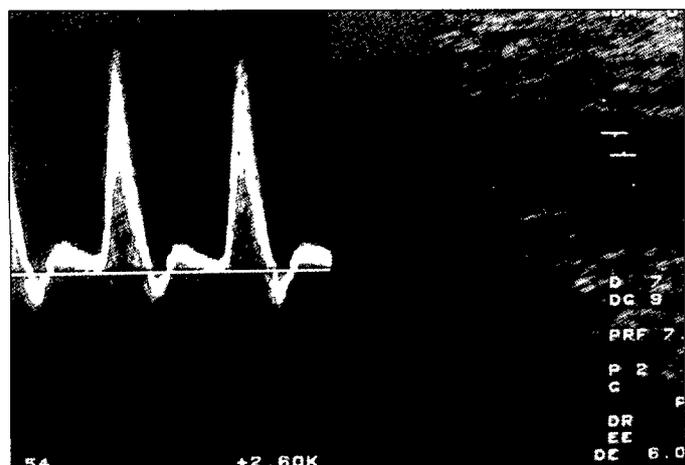


Figura 9. Flujo laminar y turbulento.

En la imagen A la ventana de la onda espectral se encuentra limpia, libre de ecos, indicando flujo laminar. En cambio, en la imagen B la ventana de la onda se encuentra rellena de ecos que indican la presencia de turbulencias en el lugar muestreado.

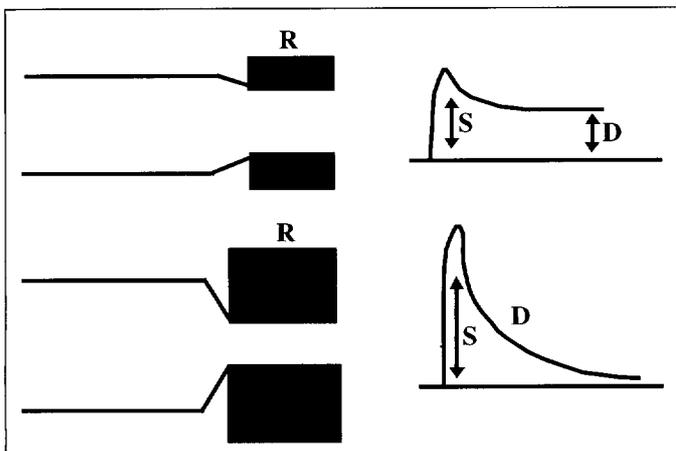


Figura 10. Resistencia y onda Doppler.

La resistencia vascular influye en la onda Doppler de forma que al aumentar la resistencia se produce un aumento de la velocidad sistólica y una disminución de la velocidad diastólica, como se representa en el esquema. Cuando la resistencia es pequeña hay poca velocidad sistólica y gran velocidad diastólica. A medida que aumenta la resistencia vascular la velocidad diastólica puede llegar a ser cero, o incluso invertirse y aparecer por debajo de la línea base del espectro.

ción y deceleración. Este es el flujo que existe en la mayoría del sistema cardiovascular normal, con una velocidad máxima que rara vez excede 1,5 m/seg.

En cambio, en el flujo turbulento el movimiento de las células sanguíneas se vuelve desorganizado y produce giros y remolinos de diferentes velocidades y direcciones. Generalmente es resultado de una obstrucción, y siempre constituye un hallazgo anormal.

La representación gráfica de este fenómeno es la siguiente (Figura 9) (9):

— Cuando el flujo es laminar, todas las células sanguíneas son aceleradas y deceleradas casi simultáneamente, lo que define un espectro suave y fino.

— Cuando el flujo es turbulento, las células tienen velocidades diferentes en cualquier momento del tiempo, es decir, hay un amplio espectro de velocidades. Estas turbulencias ocasionan un ensanchamiento del espectro y un incremento en la velocidad del pico sistólico. El ensanchamiento del espectro se aprecia en la onda porque el trazo de la misma aparece más grueso y el interior de la onda, que normalmente es anecoico, se llena de ecos. Indudablemente, a mayor ensanchamiento del trazo de la onda y a mayor relleno de la ventana, mayor será la turbulencia.

PATRÓN DE ALTA O BAJA RESISTENCIA

Este dato se refiere al espectro Doppler arterial, ya que es en las arterias donde la resistencia al paso de la sangre varía según las diferentes condiciones fisiológicas o patológicas. Para comprender los patrones de resistencia comenzaremos viendo las variables que influyen en la resistencia arterial, definidas en la siguiente fórmula: $R = (V \cdot L) / R^4$, donde R= resistencia; V= viscosidad; L= longitud; y R= radio. Teniendo en cuenta esta fórmula, nos encontramos que en el organismo hay dos grandes grupos de órganos: los órganos parenquimatosos y el sistema músculo-esquelético.

Los órganos parenquimatosos se caracterizan por tener una

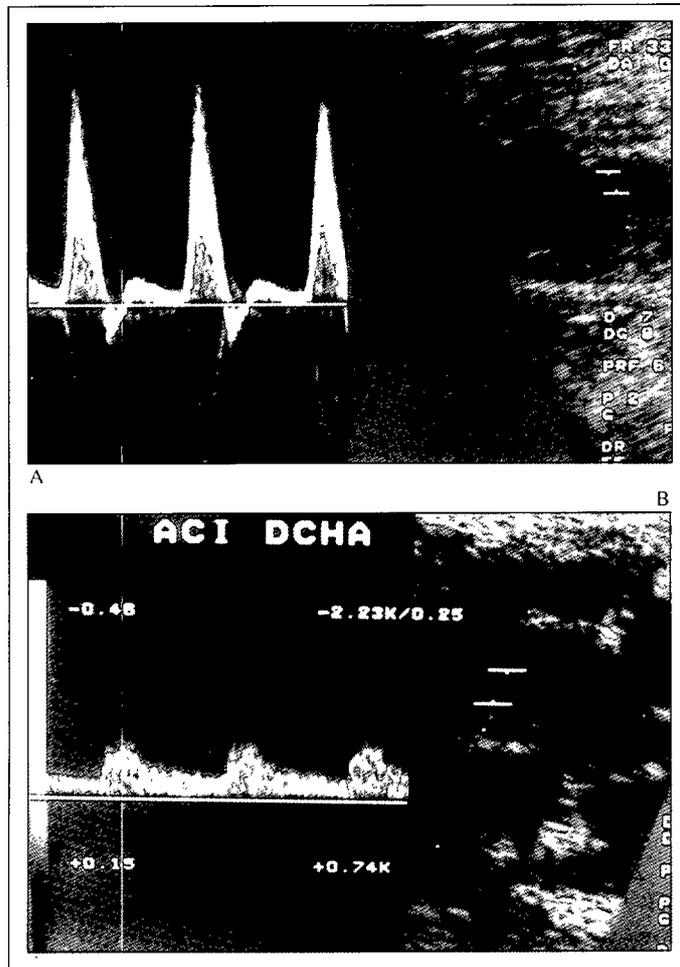


Figura 11. Morfología de las ondas arteriales.

En la imagen A se observa la onda típica que aparece en los vasos que aportan riego al sistema músculo-esquelético y corresponde al patrón normal de alta resistencia.

En la imagen B se representa el patrón normal de baja resistencia que se detecta en los vasos que irrigan los órganos parenquimatosos.

gran extensión de lecho capilar y por tanto el radio elevado a la cuarta potencia es muy grande y condiciona poca resistencia al flujo. El patrón de onda Doppler que se obtiene en estos órganos y vasos que los suplen es un patrón de baja resistencia. El sistema músculo-esquelético tiene menor extensión de lecho capilar y, por ende, el radio es más pequeño, además, los vasos son más largos. Ello condiciona una mayor resistencia al flujo y un patrón de onda Doppler de alta resistencia.

La mayor o menor resistencia se traduce en el espectro por los siguientes datos: la baja resistencia produce una baja velocidad sistólica y una mayor diástole; la alta resistencia define un aumento del pico sistólico y una disminución diastólica (Figura 10).

Teniendo en cuenta lo referido hasta ahora, en el organismo hay dos patrones normales de onda Doppler: el patrón de baja resistencia y el patrón de alta resistencia.

El patrón de baja resistencia se presenta en los vasos que irrigan órganos parenquimatosos, en los que el aporte sanguíneo es importante y, en consecuencia, la resistencia al paso de la sangre es mínima (cerebro, hígado, riñón...). Las ondas Doppler se caracterizan por tener un pico sistólico, una caída suave diastólica y una persistencia de flujo positivo durante toda la diástole, que representa el dato más característico (Figura 11.A).

El patrón de alta resistencia se presenta, en condiciones nor-

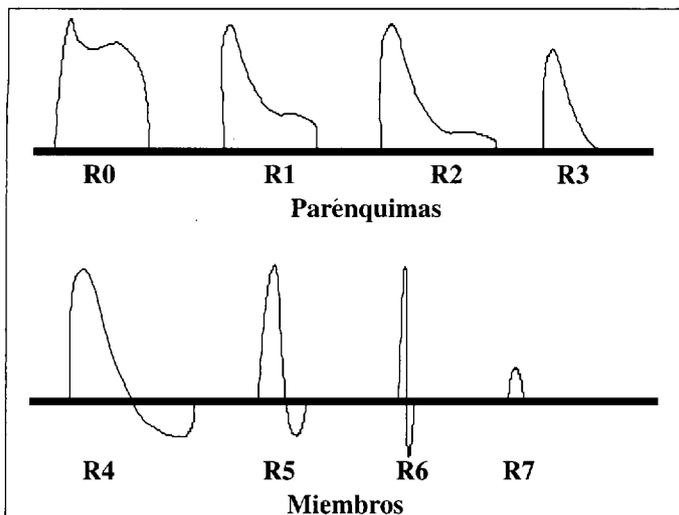


Figura 12. Patrones de morfología de onda (Dr. Álvarez Bustos). Se representan los 7 patrones de morfología de las ondas espectrales, indicando menor resistencia del territorio distal a medida que nos acercamos hacia R0, y mayor resistencia distal, a medida que nos acercamos al patrón R7.

males, en los vasos que irrigan el sistema músculo-esquelético. La curva se caracteriza por la presencia de un pico sistólico, una inversión del flujo por debajo de la línea base en el principio de la diástole y un pequeño flujo positivo telediastólico (Figura 11.B). La explicación de la curva es la siguiente: con la sístole cardíaca se produce un aumento de la velocidad del flujo sanguíneo arterial de forma brusca y rápida y determina la rápida elevación inicial de la onda del espectro Doppler, hasta alcanzar el pico sistólico, que representa la máxima velocidad del flujo en la arteria. A continuación viene la diástole cardíaca, con ausencia del efecto impulsor sanguíneo cardíaco que determina un descenso de la velocidad del flujo sanguíneo en las arterias y se representa por la caída diastólica de la curva del espectro Doppler. El flujo inverso protodiastólico se explica por la elasticidad de las arterias, que produce un ligero aumento del calibre del vaso y condiciona una disminución de la resistencia y, en consecuencia, aparición de flujo retrógrado. El flujo positivo telediastólico se debe al efecto Windkessel, que consiste en que el vaso aumentado de calibre recupera, de nuevo, su calibre normal gracias a sus propiedades elásticas, y condiciona un nuevo flujo anterógrado de pequeña intensidad en el espectro. A continuación se repite el ciclo con una nueva onda.

Por último, se puede establecer una gradación de la resistencia arterial según la morfología de la onda. Álvarez Bustos (comunicación personal) define hasta 7 patrones de onda distintos según la resistencia vascular, clasificados de menor a mayor resistencia desde el R0 hasta el R7, de la siguiente forma (Figura 12):

— R0 = patrón de baja resistencia por pérdida de lecho capilar, lo que ocurre en comunicaciones arteriovenosas. Se caracteriza por una onda similar a la del patrón de baja resistencia, pero con una velocidad diastólica mucho más elevada.

— R1 = patrón de onda normal en órganos parenquimatosos.

— R2 a R4 = a medida que disminuye el pico diastólico indicará una mayor resistencia. Por tanto, si aparece una onda de este tipo en un vaso de baja resistencia indicará un aumento de la resistencia arterial en su lecho capilar, mientras que si aparece en un vaso con patrón normal tipo alta resistencia lo que indica es disminución de la resistencia distal.

— R5 = patrón de onda normal en sistema músculo-esquelético.
 — R6 y R7 = a medida que desaparece el efecto Windkessel y el flujo invertido indicará una pérdida de elasticidad y una mayor resistencia al flujo sanguíneo.

La resistencia del lecho vascular se puede cuantificar mediante la determinación de los índices de la morfología de la curva espectral. Los más usados son (5,9,10):

1. Índice de Pulsatilidad de Gosling (IP): $IP = (A-B)/M$.
2. Índice de Resistencia de Pourcelot (IR): $IR = (A-B)/A$.
3. Relación sistólica / diastólica = A/B .

En donde : A = velocidad pico sistólica; B = velocidad pico diastólica; y M = velocidad media.

Pero los índices presentan algunos problemas. Por ejemplo: los tumores tienen los mismos índices de resistencia y pulsatilidad que los tejidos normales, aunque sus curvas son distintas, debido a que se produce un aumento similar en velocidades sistólicas y diastólicas, que hacen que los índices sean parecidos (9). Por tanto, deben valorarse siempre conjuntamente con la morfología de la curva.

DETERMINACIÓN DE LA VELOCIDAD DEL FLUJO

La velocidad del flujo viene dada por el pico sistólico del espectro y puede expresarse en velocidad de flujo (cm/seg o m/seg) o en frecuencia (KHz). Siempre es mejor reflejarlo en velocidad porque los datos obtenidos son más fiables al realizar el cálculo con menos parámetros, ya que tiene en cuenta el ángulo de incidencia y es independiente de otros parámetros, mientras que la frecuencia varía con la frecuencia del transductor empleado y con el ángulo de incidencia.

Este dato viene dado directamente por el aparato, estando incluido su cálculo en su software (17).

DETERMINACIÓN DEL VOLUMEN DEL FLUJO

Es el aspecto más controvertido de las aplicaciones Doppler, porque tiene muchas posibilidades de error. Ello hace que tenga poca aceptación clínica (10).

SEMIOLÓGÍA DE LA IMAGEN MODO B

La Ecografía Duplex nos da información anatómica además de la información Doppler, por lo que los datos que podemos obtener de la imagen con modo B son los siguientes: 1) estudio de las paredes vasculares, definiendo su grosor, ecogenicidad, existencia de placas ateromatosas y su morfología, etc.; 2) determinación del calibre vascular (estenosis, aneurismas...); 3) determinar la existencia de contenido sólido intravascular (trombosis...); 4) determinación del trayecto vascular (elongaciones, tortuosidades...); y 5) definición de la extensión de la lesión.

Estos datos son fundamentales en muchas patologías y pueden ser diagnósticos de por sí, como por ejemplo en aneurismas vasculares o en la determinación de la morfología de las placas carotídeas (18).

BIBLIOGRAFÍA

- 1 White DN. Johann Christian Doppler and his effect: A brief history. *Ultrasound Med Biol* 1982;8: 583.
- 2 Kisslo J, Adams D, Mark DB. An Introduction to Doppler. *Clinics in Diagnostic Ultrasound* 1986;17:1-6.
- 3 Kremkau FW. Technical considerations equipment and physics of Doppler sonography. En Grant EC, White EM. *Duplex sonography*. New York: Springer - Verlag. 1987: 1-6.
- 4 Mark DB, Adams D, Kisslo J. The Doppler Principle and the Study of Cardiac Flows. *Clinics in Diagnostic Ultrasound* 1986; 17:7-23.
- 5 Contreras E, Lozano E, Hernández J, Ganado T, Jorquera M, Blasco E. La Ecografía Doppler. *Radiología* 1994; 36:155-165.
- 6 Burns PN. Principles of US. En: *Syllabus Special Course: Ultrasound* 1991. 77th Scientific Assembly and Annual Meeting of RSNA. 1991; 32-55.
- 7 Merrit CRB. Doppler US: The Basics. *Radiographics* 1991; 11:109-119.
- 8 Kisslo J, Mark DB, Adams D. Pulsed and Continuous Wave Doppler. *Clinics in Diagnostic Ultrasound* 1986; 17:25-46.
- 9 Taylor KJW, Holland S. Doppler US. Part I: Basic principles, instrumentation and pitfalls. *Radiology* 1990; 174:297-307.
- 10 Martinez Cantarero J, Bodega B, Florensa J, Pinto JM, Villanueva J, Garcia Peris A. Artefactos y limitaciones de la ecografía Duplex-Doppler y Doppler color. *Radiología* 1991; 33:545-554.
- 11 Burns PN. The Physical Principles of Doppler and Spectral Analysis. *J. Clin. Ultrasound* 1987; 15:567-590.
- 12 Baker DW. Applications of pulsed Doppler techniques. *Radiol. Clin. North Amer.* 1980; 18:79-103.
- 13 Merrit CRB. Doppler Color Flow Imaging. *J. Clin. Ultrasound* 1987; 15:591-597.
- 14 Knighton RA, Prieste DL, Zwiebel WJ, Lawrence PF, Miller FJ, Rose SC. Techniques for color flow sonography of the lower Extremity. *Radiographics* 1990; 10:775-786.
- 15 Mitchell DG. Color Doppler Imaging: Principles, Limitations and Artifacts. *Radiology* 1990; 177:1-10.
- 16 Zwiebel WJ. Color Duplex US of the Carotid Arteries: Technique, Normal Features and Technical Pitfalls. En: *Syllabus Special Course Ultrasound* 1991. 77th Scientific Assembly and Annual Meeting of RSNA. 1991:179-188.
- 17 Adams D, Mark DB, Kisslo J. Use of Doppler Controls. *Clinics in Diagnostic Ultrasound* 1986; 17:47-62.
- 18 Mulligan SA, Koslin DB. Sistema Vascular Periférico. En: *Mittelstaedt CA. Ecografía General*. Madrid: Editorial Marban, 1995: 1175-1188.

VIDEOMED ' 96

X CERTAMEN INTERNACIONAL DE VIDEOCINE MÉDICO

Badajoz. Del 18 al 23 de noviembre de 1996

Bases del Certamen

1. Cualquiera médico, personal sanitario, personas físicas o entidades, independientemente en su nacionalidad, podrán tomar parte en este Certamen con películas cuyo contenido sea médico-científico, enseñanza de la medicina o educación medio-ambiental. Secciones: Veterinaria y Farmacia.
2. El autor deberá enviar dos copias de su película. Una copia en VHS (sistema PAL) que se empleará en la preselección y videobox. Otra copia, U-matic (sistema PAL, HB/LB) que será utilizada el día de la proyección pública.
3. El idioma será el castellano.
4. El número de trabajos con los que el autor puede participar es ilimitado, pero en ningún caso una película podrá obtener dos premios, si bien un autor sí.
5. Para poder concursar cada autor cumplimentará las fichas de inscripción que facilitará la Secretaría del Certamen. Se cumplimentará una por cada película. Con cada ficha los autores enviarán las copias de vídeo citadas en el punto 2, para que puedan ser visionadas por el Comité de Selección. Caso de ser admitida, tal decisión le será comunicada a su autor para que pueda satisfacer la cuota de inscripción. Dichas copias quedarán en poder de VIDEOMED para formar parte de la videoteca del Hospital Provincial. Caso de no ser admitida, las copias serán devueltas a su autor en el más breve plazo posible.
6. La cuota de inscripción será de 20.000 pesetas por película inscrita antes del 31 de Marzo de 1996 y 30.000 después de esa fecha. Cuota que los autores deberán enviar mediante talón barrado a nombre de VIDEOMED '96, a la Secretaría del Certamen.
7. El plazo de inscripción finaliza el 31 de Mayo de 1996.
8. La película original deberá ser presentada por su autor personalmente o bien mediante delegación en un colaborador que hará una breve introducción al público asistente. Una vez presentado el trabajo se procederá a su exhibición; finalizada ésta el autor se someterá a las preguntas que sobre el tema formule el Jurado, Comité Científico o los asistentes. Caso de no hacer acto de presencia, el autor o delegado, en el momento de la proyección, perderá todos los derechos, quedando fuera de concurso.
9. Las copias del vídeo y las fichas de inscripción deberán estar en poder de la Secretaría de VIDEOMED antes del 31 de Mayo de 1996. Toda película que llegue con posterioridad podrá ser exhibida, pero no podrá tomar parte en el concurso, salvo que alguna de las ya admitidas cause baja.
10. No podrán concursar películas que hayan participado en ediciones anteriores de VIDEOMED.
11. No podrá el mismo autor obtener el primer premio en más de dos ediciones consecutivas.
12. El Comité Organizador se reserva la potestad de modificación de algunas de estas bases en casos especiales.

Premios

- 1^{er} Premio: 2.000.000 pts.
- 2^o Premio: 1.000.000 pts.
- 3^{er} Premio: 500.000 pts.
- 5 accesos de 200.000 pts cada uno
- Otros premios de sociedades científicas y empresas colaboradoras

Secretaría: VIDEOMED - Hospital Provincial - Plaza de Minayo, 2 - 06002 Badajoz.
Tfno. (24) 22.35.58 / 22.47.43. Fax (24) 22.35.58. P.O. Box 415